



Daniela Ruivo Melo

**Biomecânica da articulação metacarpo-falângica
- nativa versus artroplástica**



Daniela Ruivo Melo

**Biomecânica da articulação metacarpo-falângica
- nativa versus artroplástica**

Dissertação apresentada à Universidade de Aveiro para cumprimento dos requisitos necessários à obtenção do grau de Mestre em Engenharia Mecânica, realizada sob orientação científica do Doutor António Manuel Godinho Completo, Professor Auxiliar com Agregação do Departamento de Engenharia Mecânica da Universidade de Aveiro e do Doutor Abel Fernando Queirós e Nascimento, Professor Catedrático Convidado do Departamento de Engenharia Mecânica da Universidade de Aveiro.

O autor agradece o apoio financeiro ao projeto COMPETE POCI-01-0145-FEDER-016574 e PTDC/EMS-TEC/3263/ 2014 participado pelo Fundo Comunitário Europeu FEDER.

O júri / The jury

Presidente / President

Professor Doutor António Manuel de Amaral Monteiro Ramos
Professor Auxiliar, Universidade de Aveiro

Vogais / Committee

Professor Doutor Fernando Manuel Pereira da Fonseca
Professor Auxiliar Convidado, Faculdade de Medicina da Universidade de Coimbra

Professor Doutor António Manuel Godinho Completo
Professor Auxiliar com Agregação, Universidade de Aveiro

Agradecimentos / Acknowledgements

A realização desta dissertação contou com a ajuda de algumas pessoas, as quais aproveito para agradecer.

Em primeiro lugar, gostaria de agradecer ao meu orientador, o Professor Doutor António Manuel Godinho Completo, pela sua disponibilidade total, empenho, orientação e paciência.

Ao meu co-orientador, Doutor Abel Fernando Queirós e Nascimento, pela sua atenção e hospitalidade.

Ao técnico, Mestre António Festas, pela disponibilidade e trabalho desenvolvido.

À minha família, pais, irmã e avó, pela motivação e força dada ao longo deste trabalho.

Aos meus amigos pelo apoio dado nestes 5 anos de curso que me fez chegar onde estou hoje.

A todos, muito obrigado!

Palavras-chave

Biomecânica, Articulação metacarpo-falângica; Artroplastia; Implante; Modelo numérico; Modelo experimental.

Resumo

O objetivo principal desta dissertação consistiu em analisar as alterações biomecânicas entre a articulação metacarpo-falângica no estado nativo e no seu estado artroplástico. Foi realizada uma análise da anatomia e biomecânica da articulação, onde estão presentes as noções básicas e essenciais para perceber não só o funcionamento da articulação, mas também facilitar a compreensão das patologias e tratamentos associados a esta. Procedeu-se ao desenvolvimento de modelos geométricos (CAD) da articulação nativa e protésica através da digitalização 3D de modelos ósseos, aplicando diferentes ferramentas de engenharia inversa. De seguida foram desenvolvidos modelos numéricos de elementos finitos, onde foram aplicadas as condições de contacto entre os diferentes materiais assim como as condições de fronteira. As condições de fronteiras aplicadas a estes modelos foram representativas de três atividades fisiológicas da mão: segurar uma caneta, tocar piano e segurar um peso de 200N. Com base nestes modelos numéricos foram simulados três estados da articulação: articulação no estado nativo, articulação protésica com implante não-osteointegrado, representativo de uma situação pós-operatória, e o modelo protésico com o implante osteointegrado, representativo de uma situação artroplástica de longo prazo. Foram analisadas as deformações principais no osso, as tensões no implante e os micromovimentos do implante na interface com o osso. Em paralelo com os modelos numéricos desenvolveram-se modelos experimentais da articulação em material compósito constituídos por espuma de poliuretano e resina epóxi com fibra de vidro. Nestes modelos foram colados extensómetros para avaliação experimental das extensões principais no córtex, tendo estes modelos sido sujeitos às mesmas condições de carga dos modelos numéricos. Estas extensões foram utilizadas para a avaliação experimental da alteração do estado de deformação entre o modelo da articulação nativa e protésica assim como para comparação e validação dos modelos numéricos desenvolvidos previamente. Os resultados numéricos e experimentais demonstram uma alteração do estado de deformação entre a articulação na situação nativa e protésica. Evidenciam-se regiões onde a situação protésica aumenta consideravelmente os níveis de deformação relativamente ao modelo intacto, expondo o osso a um risco de falência por efeito de fadiga, sendo este mais importante numa situação em que o implante ainda não se encontra osteointegrado com o osso circundante. De forma oposta, a situação protésica expõe também o osso a zonas com níveis de deformação bastante inferiores ao nativo, originado um efeito de stress-shielding associado a um potencial risco de reabsorção óssea nestas regiões, sendo este efeito mais importante quando o implante se encontra completamente osteointegrado com o osso. Em conclusão podemos dizer que existe ainda um trabalho adicional a realizar ao nível dos materiais e geometrias dos implantes desta articulação por forma a diminuir os riscos identificados neste trabalho.

Keywords

Biomechanics, metacarpophalangeal joint; Arthroplasty; prosthesis; Numerical model; Experimental model.

Abstract

The main objective of this dissertation was to analyze the biomechanical changes between the metacarpophalangeal joint in the native and arthroplastic state. There is a review of the joint's anatomy and biomechanics, not only to better understand the basic and essential notions of how the joint functions, but also to facilitate the comprehension of the pathologies and associated treatments. The development of the geometrical models (CAD) was made, for the native and prosthetic joint, through 3D digitalization of bone models, applying different tools of reverse engineering. Next, the numerical models of finite elements were developed and the contact and border conditions were applied. These conditions were representative of three hand physiological activities: holding a pen, playing the piano, and holding a 20kg weight. With these numerical models, three states of the joint were simulated: native, prosthetic without osteointegration, representative of a postoperative situation, and prosthetic with osteointegration, representative of a long-term scenario. The main deformations of the bone, the tensions on the implant and the micromovements of the bone-implant interface were analyzed. In parallel with the numerical models, the joint's experimental models were developed, made with polyurethane foam and epoxy resin with fiberglass composite. In these models, extensometers were attached to evaluate the cortex's main extensions, when load conditions, equal to the ones in the numerical model, were applied. These extension values were utilized to the experimental evaluation of the changes occurring between the native and prosthetic models and to validate and compare the numerical models, previously obtained. The results in the numerical and experimental models show an alteration in the deformation state between the native and prosthetic states. In some zones of the prosthetic model, it is noticeable the increase in deformation levels relative to the intact one, exposing the bone to a risk of mechanical failure due to fatigue, with special emphasis in the places where the implant is not osteointegrated with the bone tissue. In an opposite direction, the prosthetic state causes a substantial decrease in deformation levels, which can lead to a stress-shielding effect associated to a potential bone reabsorption in these regions, this being especially relevant when the implant is completely osteointegrated with the bone. In conclusion, it's possible to say that there is an additional work to be done regarding materials and geometries of the implants to decrease the risks identified by this thesis.

Conteúdo

1	Introdução	1
1.1	Objetivo	1
1.2	Motivação	1
1.3	Organização	2
2	Anatomia e biomecânica da articulação metacarpo-falângica	5
2.1	Anatomia	5
2.1.1	Articulação Metacarpo-falângica	11
2.2	Biomecânica	14
2.2.1	Descrição	14
2.2.2	Revisão dos estudos de biomecânica na articulação	18
3	Patologias e tratamentos da articulação	25
3.1	Patologias	25
3.2	Tratamentos	29
3.3	Artroplastia da articulação	30
3.3.1	Revisão histórica	30
3.3.2	Implante $SR^{TM}MCP$	34
4	Modelos numéricos da articulação nativa e artroplástica	41
4.1	Introdução	41
4.2	Materiais e Métodos	41
4.2.1	Modelos geométricos	41
4.2.2	Geração de Malha	48
4.2.3	Propriedades dos materiais e condições de contacto	50
4.2.4	Condições fronteira	52
4.3	Resultados	54
4.3.1	Deformações no Osso Esponjoso	54
4.3.2	Deformações no Osso Cortical	60
4.3.3	Tensões no Implante	66
4.3.4	Micromovimentos implante-osso	68
4.4	Discussão	70
5	Modelos experimentais da articulação nativa e artroplástica	73
5.1	Introdução	73
5.2	Materiais e Métodos	73
5.3	Resultados	78

5.3.1	Comparação resultados experimentais nativo versus protésico . . .	78
5.3.2	Comparação resultados experimentais versus numéricos	80
5.4	Discussão	85
6	Conclusões e trabalhos futuros	87
6.1	Conclusões	87
6.2	Trabalhos futuros	88

Lista de Tabelas

2.1	Identificação de todos os componentes presentes na análise deste artigo.[1]	18
2.2	Propriedades mecânicas do sistema esquelético.[2]	18
2.3	Forças na articulação metacarpo-falângica durante ações de preensão em ponta.[3]	20
2.4	Resumo de forças aplicadas na articulação metacarpo-falângica.[4] [2]	21
3.1	Comparação de alguns implantes.[5]	33
4.1	Característica da simulação do modelo nativo.	50
4.2	Características da simulação do modelo protésico.	50
4.3	Contactos realizados nos três tipos de modelos. [6] [7] [6] [8]	51
4.4	Propriedades dos materiais utilizados nos modelos.[7] [9]	51
4.5	Casos de carga escolhidos.	53
4.6	Resultados numéricos das deformações principais máximas correspondentes ao osso esponjoso no caso de carga 1.	55
4.7	Resultados numéricos das deformações principais mínimas correspondentes ao osso esponjoso no caso de carga 1.	56
4.8	Resultados numéricos das deformações principais máximas correspondentes ao osso esponjoso no caso de carga 3.	57
4.9	Resultados numéricos das deformações principais mínimas correspondentes ao osso esponjoso no caso de carga 3.	58
4.10	Resultados numéricos das deformações principais máximas correspondentes ao osso esponjoso no caso de carga 4.	59
4.11	Resultados numéricos das deformações principais mínimas correspondentes ao osso esponjoso no caso de carga 4.	60
4.12	Resultados numéricos das deformações principais máximas correspondentes ao osso cortical no caso de carga 1.	61
4.13	Resultados numéricos das deformações principais mínimas correspondentes ao osso cortical no caso de carga 1.	62
4.14	Resultados numéricos das deformações principais máximas correspondentes ao osso cortical no caso de carga 3.	63
4.15	Resultados numéricos das deformações principais mínimas correspondentes ao osso cortical no caso de carga 3.	64
4.16	Resultados numéricos das deformações principais máximas correspondentes ao osso cortical no caso de carga 4.	65
4.17	Resultados numéricos das deformações principais mínimas correspondentes ao osso cortical no caso de carga 4.	65

4.18	Tensões de Von Mises presente no implante para os dos modelos protésicos.	67
5.1	Casos de carga escolhidos.	77
5.2	Resultados obtidos para o modelo experimental nativo em $\mu strain$.	79
5.3	Resultados obtidos para o modelo experimental protésico em $\mu strain$.	80
5.4	Diferença nominal entre o modelo protésico e nativo em $\mu strain$.	80
5.5	Comparação dos valores experimentais e numéricos no modelo nativo em $\mu strain$	82
5.6	Comparação dos valores experimentais e numéricos no modelo protésico em $\mu strain$.	84

Lista de Figuras

2.1	Visão geral da anatomia da mão e planos anatômicos.[10]	5
2.2	Diferentes camadas ósseas.[2]	6
2.3	Sistema esquelético da mão. [10]	6
2.4	Articulações presentes nos dedos da mão.[11]	7
2.5	Músculo abdutor (a)) e flexor (b)) curto do polegar.[12]	8
2.6	Músculo oponente (a)) e adutor (b)) do polegar.[12]	9
2.7	Músculo palmar curto (a)) e abdutor (b)) do dedo mínimo.[12]	9
2.8	Músculo flexor curto (a)) e oponente (b)) do dedo mínimo.[12]	9
2.9	Músculos palmares médios.[12]	10
2.10	Músculo interósseos palmares (a)) e dorsais (b)).[12]	10
2.11	Bainha sinovial e tendões flexores.[13]	11
2.12	Articulação Metacarpo-falângica.[14]	12
2.13	Articulação Condilóide.[15]	12
2.14	Superfícies articulares (a)) e ligamentos da articulação metacarpo-falângica (b)).[16][17]	12
2.15	Cápsula articular da articulação metacarpo-falângica.[17]	13
2.16	Estruturas anatômicas da articulação Metacarpo-falângica.[17]	14
2.17	Movimentos de flexão e extensão da mão.[18]	15
2.18	Movimentos de flexão e extensão da articulação metacarpo-falângica.	15
2.19	Movimentos de abdução e adução.[18]	15
2.20	Movimentos de oposição.[18]	16
2.21	Diagrama de forças.[1]	17
2.22	Diagrama de forças dos tendões nas articulações. [1]	17
2.23	Preensão em ponta e palmar, respetivamente. [1]	19
2.24	Modelo bidimensional(a) e tridimensional(b) utilizados em alguns estudos. [3]	19
2.25	Modelo bidimensional estudado por B. Weightman e A.A. Amis.[3]	20
2.26	Resultados do estudo do modelo bidimensional de B. Weightman e A.A. Amis. [3]	21
2.27	Resultados da tensão encontrada para o osso cortical (a e b) e para o osso esponjoso (c e d) para as repetidas actividades [19]	22
2.28	Resultados da tensão encontrada para o osso cortical (B) e para a cartilagem (C) [2]	22
3.1	Localização (a)) e efeitos (b)) da osteoartrose.[20]	26
3.2	Zonas afetadas principalmente pela artrite reumatoide.[20]	26
3.3	Curvatura dos dedos em doentes com artrite reumatoide.	26

3.4	Inflamação e inchaço da articulação. [21]	27
3.5	Visualização dos cristais exteriormente (a)) e em raio-x (b)).[20]	27
3.6	Psoríase.[22]	28
3.7	Desvio lateral de uma mão com artrose.[23]	28
3.8	Raio-x de uma pessoa afetada por artrose.	29
3.9	Evolução inicial da prótese. [24]	31
3.10	Evolução para um conceito articular de dois materiais.[24]	31
3.11	Implante Swanson.[5]	32
3.12	Implante SR PIP.[5]	33
3.13	<i>Ascension PIP Pyro-Carbon Total Joint</i> . [5]	33
3.14	<i>Implante SRTMMCP</i> .[25]	34
3.15	<i>Deformações existentes numa mão com artrite</i> . [25]	35
3.16	<i>Etapas iniciais do procedimento cirúrgico</i> . [25]	35
3.17	<i>Remoção da cabeça metacarpal e da base falangeal</i> . [25]	36
3.18	<i>Colocação dos componentes de teste</i> . [25]	36
3.19	<i>Fecho da incisão</i> . [25]	37
3.20	<i>Curativo compressivo utilizado no momento pré-operatório</i> . [25]	37
3.21	Implantes utilizados no caso clínico. [26]	38
3.22	Artroplastia com a utilização do implante <i>SRTMMCP</i> . [27]	39
3.23	Resultados obtidos após a artroplastia. [27]	39
4.1	Metacárpico (a)) e Falange proximal (b)).	42
4.2	Sistema <i>Picza LPX-250</i> da <i>ROLAND</i> utilizado para a levantamento de pontos dos ossos.	42
4.3	Representação das posições de leitura do metacárpico.	43
4.4	Modelos após a junção das diferentes leituras, antes e depois da suavização - Metacárpico a) e Falange proximal b)	43
4.5	Representação da superfície e sólido para o metacárpico(a)) e para a falange proximal (b)).	44
4.6	Modelo nativo e sua composição inicial, metacárpico (a)) e falange (b)).	45
4.7	Modelo nativo geométrico final	45
4.8	Materiais do implante a estudar.	46
4.9	Pintura (a)), nuvens de pontos (b)) e respectivas superfícies (c)) e sólidos (d)) do modelo do implante.	46
4.10	Superfícies usadas para gerar a malha de superfície.	47
4.11	Modelo protésico Final.	47
4.12	Malha final para cada modelo.	48
4.13	Malhas triangulares e de superfície correspondente a cada superfície do osso.	49
4.14	Condições fronteira aplicadas ao modelo: a) e b) Força aplicada e encaixe; c) Ângulo de 10° - caso de carga 1,2 e 3; c) Ângulo de 40° - caso de carga 4 e 5.	52
4.15	Movimentos na interface osso-implante para o caso de carga 1.	68
4.16	Movimentos na interface osso-implante para o caso de carga 3.	69
4.17	Movimentos na interface osso-implante para o caso de carga 4.	69
5.1	Processo inicial da maquinação do modelo experimental.	74
5.2	Maquinação dos modelos em espuma.	74

5.3	Modelos nativos experimentais, metacárpico e falange proximal, repeti-	
	mente.	75
5.4	Extensómetros colocados em cada modelo de cada osso.	76
5.5	Representação da roseta do extensómetro e da fórmula a utilizar.	76
5.6	Equipamento utilizado para os ensaios.	77
5.7	Modelo experimental protésico.	78
5.8	Correlação entre os valores experimentais e numéricos para o estado nativo.	83
5.9	Correlação entre os valores experimentais e numéricos para o estado pro-	
	tésico.	85

Capítulo 1

Introdução

1.1 Objetivo

A presente dissertação tem como objetivo principal a comparação da biomecânica da articulação metacarpo-falângica no seu estado nativo com o seu estado após uma artroplastia. A mão é um elemento essencial no dia-a-dia de um ser humano, sendo envolvida em simples atividades como o rodar a chave para abrir a porta ao entrar em casa. Por vezes não existe a percepção desta necessidade, mas, no entanto, com um pouco de reflexão no assunto apercebemo-nos da realidade e da importância deste membro para o nosso quotidiano. Ao longo dos anos, a capacidade de o nosso organismo se recuperar de traumas ou de simples esforços vai diminuindo e, em certos casos, surge a necessidade da realização de uma artroplastia. Esta necessidade, advém também de possíveis doenças muitas vezes genéticas, levando à destruição dos ossos e das articulações. A realização de uma artroplastia, na maior parte dos casos, envolve muitos riscos, podendo estes estar relacionados com o implante escolhido ou com o próprio método cirúrgico. Assim, um conhecimento mais aprofundado no assunto, tanto na técnica como em relação aos implantes, é necessário para contribuir para a evolução e desenvolvimento de soluções cada vez mais seguras e com uma taxa de sucesso mais elevada. Com este intuito, é assim realizado um estudo numérico e experimental, representando a articulação no seu estado nativo e protésico. Após os ensaios realizados, tanto a nível experimental como a nível numérico é assim realizada uma comparação, envolvendo conceitos como deformações principais, translações e tensões.

1.2 Motivação

Por vezes, os obstáculos na vida aparecem como forma de nos guiar e nos levar para o caminho certo. Desde cedo, problemas de ossos e doenças como artrite apareceram na minha vida, numa pessoa muito importante para mim, a minha avó. Uma pessoa que cuidou de mim, uma pessoa que me ouviu tanto em momentos de tristeza como de alegria, uma pessoa com uma força que eu nunca vi em ninguém. Aos 35 anos, foi-lhe diagnosticado artrite reumatoide e, até hoje, aos 62 anos, luta com todas as forças contra esta terrível doença que lhe tirou um dos melhores dons que todos temos: andar. Apesar de todas as consequências da doença, desistir nunca foi uma hipótese para a minha avó, mesmo quando as mãos não lhe permitiam cozinhar ou as dores não lhe

permitiam dormir. Problemas existem na vida de todas as pessoas, mas problemas de saúde e problemas que condicionam o dia-a-dia, poucas pessoas têm noção do que são. Lutar, lutar e lutar é a principal palavra que tem de existir na vida de todas as pessoas que têm este tipo de doenças, porque a própria doença não aparece sozinha e muitos problemas advêm dela. É preciso uma força interior enorme para conseguir viver nesta instabilidade. Não é o fim do mundo e a prova disso é a minha avó, uma pessoa que se pudesse andar não "parava quieta". O desejo de ajudar todas estas pessoas foi a minha principal motivação, a possibilidade de poder contribuir o mínimo que seja para a evolução destes implantes que, apesar de não curarem, podem tornar a vida destas pessoas e da minha avó, em particular, mais fácil, possibilitando a execução de simples tarefas como escrever, cozinhar ou brincar com a neta.

1.3 Organização

Este documento, dissertação na área de biomecânica, divide-se, essencialmente em sete capítulos principais. A sua organização teve o intuito de o tornar o mais esclarecedor possível, para que todos os interessados na sua leitura e no assunto em questão possam ler e perceber o que se aborda e discute. Para facilitar a sua interpretação, um resumo de cada capítulo é apresentado a seguir. É de realçar que o primeiro e último capítulo são introdutórios e de informação extra, onde se encontra todas as fontes que contribuíram para a execução do documento.

- No segundo capítulo, designado por anatomia e biomecânica da articulação metacarpo-falângica, são introduzidos conceitos anatómicos necessários para um entendimento de toda a dissertação. Neste capítulo, após estes conceitos, são também apresentados dados biomecânicos da articulação em estudo, como movimentos, ângulos e forças, tudo o que contribui para o funcionamento da articulação. É também realizada uma pequena revisão de alguns estudos que abordam este mesmo assunto.
- No capítulo 3, titulado como patologias e tratamento da articulação, assuntos como doenças que afetam a articulação metacarpo-falângica e os possíveis tratamentos são abordados. Como consequência destas patologias, a artroplastia, uma das possíveis soluções, é abordada de uma maneira mais aprofundada, realizando-se assim uma revisão histórica e uma curta apresentação de possíveis vantagens e desvantagens desta técnica. É neste capítulo que é apresentada a prótese a estudar - $SR^{TM}MCP$, incluindo o procedimento cirúrgico a ela associado.
- Dando início à componente computacional desta dissertação, neste capítulo - modelos numéricos da articulação nativa e protésica - é apresentado todo o desenvolvimento do modelo numérico, tanto nativo como protésico. Modelação, condições de contacto, condições fronteira e associação de materiais, são apenas alguns assuntos abordados nesta etapa. Nesta, são também apresentados todos os resultados consequentes do modelo e dos vários casos aplicados, desde deformações principal à tensão no implante. Após a apresentação dos resultados é também realizada a sua discussão e comparação, de modo a posteriormente concluir.
- Numa componente mais experimental, procede-se ao capítulo 5, modelos experimentais da articulação, onde é apresentado todo o procedimento para a conceção

do modelo experimental. Aqui, etapa essencial, é validado o modelo numérico em comparação com o modelo experimental, sendo também realizada uma comparação entre modelos experimentais, nativo e protésico. Todas estas comparações, correspondentes aos casos de estudo escolhidos, são apresentadas e discutidas posteriormente.

- No capítulo 6 - as conclusões e trabalhos futuros - são apresentadas todas as conclusões retiradas dos resultados apresentados. Neste capítulo são assim retiradas informações importantes sobre o implante em estudo e, de certo modo, contribuir para possíveis evoluções. É também neste capítulo que são apresentados possíveis trabalhos que poderão continuar a estudar assuntos deste tipo.

Capítulo 2

Anatomia e biomecânica da articulação metacarpo-falângica

2.1 Anatomia

A mão, elemento constituinte do membro superior, é caracterizada essencialmente pela sua mobilidade e destreza em agarrar e manipular. Trata-se de uma estrutura complexa, Figura 2.1, constituída maioritariamente por tendões, músculos, nervos, artérias e ossos. Uma vez que o objeto de estudo é a articulação metacarpo-falângica, em relação às propriedades mecânicas, esta revisão de anatomia centra-se apenas nos elementos que têm uma ação direta deste tipo sobre a articulação.

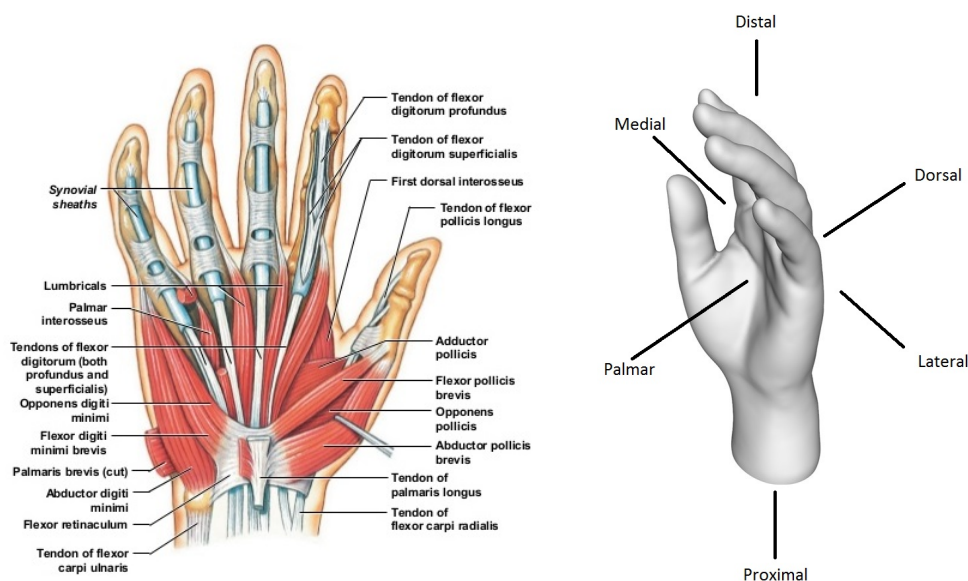


Figura 2.1: Visão geral da anatomia da mão e planos anatómicos.[10]

Sistema esquelético

O sistema esquelético humano é composto, essencialmente, de osso e cartilagens. O osso, estrutura de extrema relevância para este trabalho, é composto por duas camadas como representado na Figura 2.2. O osso cortical, uma das camadas, forma-se na parede exterior de todos os ossos sendo as suas características de grande dureza e densidade, sendo que a dureza depende da exigência mecânica a que o osso está sujeito. A outra camada, osso trabecular ou esponjoso, encontra-se nas zonas interiores e sobretudo nas extremidades do osso, sendo caracterizada pelo seu interior em forma de grade. [28]

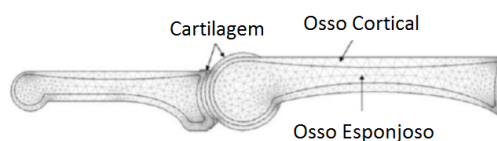


Figura 2.2: Diferentes camadas ósseas.[2]

A cartilagem consiste num tecido constituído por uma matriz extra-celular que reveste o osso na sua extremidade, junto à articulação. As principais funções da cartilagem articular são minimizar as tensões na articulação e o atrito entre as superfícies ósseas adjacentes.[29]

Os 27 ossos constituintes da mão, apresentados na Figura 2.3, dividem-se em três grandes grupos: o carpo, o metacarpo e dedos (quatro dedos e o polegar), denominados do lado medial para o lateral como polegar - I, indicador - II, médio - III, anelar - IV e mínimo - V.

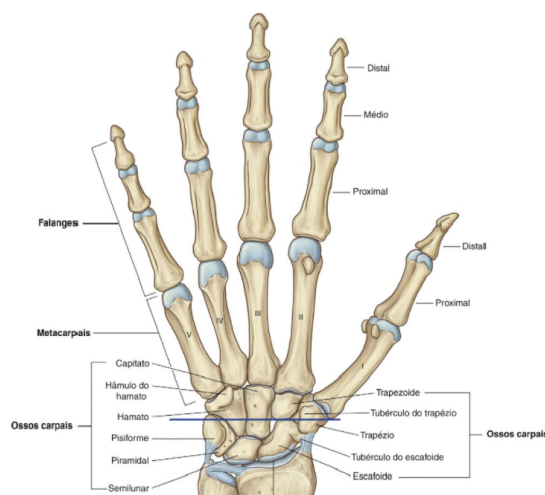


Figura 2.3: Sistema esquelético da mão. [10]

De um modo geral, pode-se descrever estes três grupos quando à sua constituição, tamanho e disposição no elemento à qual estão integrados, a mão. Os ossos do carpo consistem em 8 ossos dispostos em duas fileiras, uma proximal e uma distal, cada uma contendo quatro destes ossos.

No que diz respeito aos metacárpicos, estes são constituídos por cinco ossos longos numerados do primeiro ao quinto a partir do lado lateral, os ossos metacarpais. Cada

um destes ossos encontra-se separado do seu vizinho por um espaço elíptico denominado espaço interósseo ou intermetacarpal. [12] São formados por uma base quadrilátera proximal, uma diáfise ligeiramente recurvada com uma concavidade ligeiramente longitudinal e uma cabeça arredondada e lisa, também conhecida como "nós dos dedos".

Em relação às características transversais aos cinco dedos, estes são constituídos essencialmente por 14 ossos de dimensão mais pequena designados como falanges. As falanges estão distribuídas três a três, à exceção do polegar que apenas contém duas, sendo estas mais curtas e mais largas em comparação com às restantes. Classificadas como ossos longos, cada falange tem um diáfise e duas extremidades, a proximal grande e a distal menor ou cabeça. Relativamente à sua disposição na mão e à sua proximidade ao centro do corpo humano, existem três tipos de falanges, as proximais, médias e as distais como é possível observar na Figura 2.3.

Após a análise do posicionamento dos ossos e suas diferentes denominações, é importante referir as diferentes articulações constituintes da estrutura anatómica em estudo. Os metacárpicos articulam-se com a região do punho - ossos do carpo - por intermédio das articulações metacarpianas, enquanto que as cabeças dos metacárpicos se articulam com as falanges proximais na articulação metacarpo-falângica. As falanges articulam-se entre si formando também as articulações interfalângicas proximal e distal. Assim, existem três articulações principais, observadas na Figura 2.4, que constituem cada um dos quatro dedos: articulação metacarpo-falângica, articulação interfalângica proximal e a articulação interfalângica distal. No que toca ao quinto dedo, o polegar, pode-se referir que este é constituído pela articulação metacarpo-falângica e por uma articulação inter-falângica, por oposição às duas existentes nos restantes dedos. [17] [11]

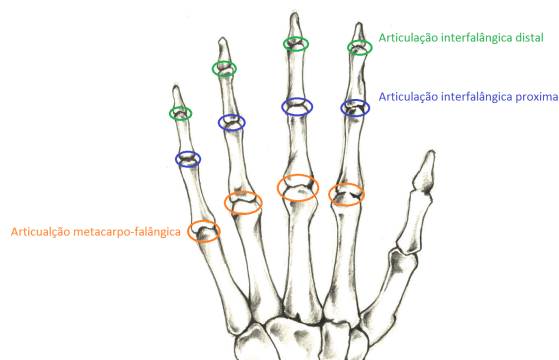


Figura 2.4: Articulações presentes nos dedos da mão.[11]

Sistema muscular

Os músculos que atuam sobre a mão encontram-se divididos em dois grupos: extrínsecos e intrínsecos. Os primeiros controlam os grandes movimentos, sendo responsáveis pelas atividades que exigem força por parte da mão. Estes estão localizados na parte anterior e posterior do antebraço. Os músculos intrínsecos, o ênfase deste tópico, estão localizados na própria mão e são responsáveis pelos movimentos de precisão.

Os músculos intrínsecos da mão dividem-se em quatro grupos, classificando-se como: músculos palmares laterais ou da eminência tenar, músculos palmares mediais ou da eminência hipotenar, músculos palmares médios e músculos interósseos da mão. De

modo a facilitar o estudo de todos estes músculos, todas as inserções são referidas em relação ao eixo da mão, ou seja, linha imaginária que une o meio do pulso à extremidade inferior do dedo médio.

1. Músculos palmares laterais ou da eminência tenar - músculos destinados ao polegar e onde se inserem músculos como músculo abdutor curto do polegar, flexor curto do polegar, oponente do polegar e adutor do polegar.
 - (a) Os músculos, abdutor curto do polegar e flexor curto do polegar estendem-se desde do carpo à falange proximal do polegar, diferindo apenas na sua disposição. Enquanto o abdutor se designa pelo músculo mais superficial desta região, o flexor insere-se por duas porções, a porção superficial e a porção profunda, situando-se pósterio-medialmente ao adutor como é possível observar na Figura 2.5.

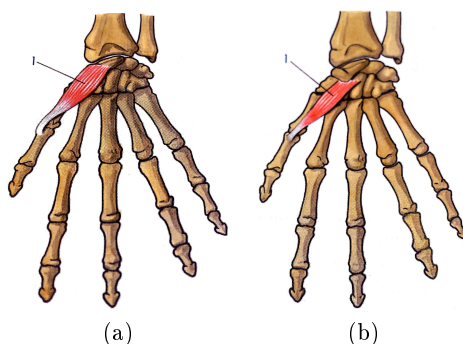


Figura 2.5: Músculo abdutor (a)) e flexor (b)) curto do polegar.[12]

- (b) Os músculos, oponente do polegar e adutor do polegar, apresentam ambos uma forma triangular e, semelhante ao ponto (a), diferem também na sua disposição. O músculo oponente situa-se posteriormente ao músculo curto abdutor do polegar e, lateralmente ao músculo curto flexor do polegar, surge o músculo oponente. O músculo adutor contém a sua base no terceiro metacárpico terminando na extremidade superior da falange proximal, sendo classificado como o músculo mais profundo e medial dos músculos da eminência tenar, Figura 2.6.
2. Músculos palmares mediais ou da eminência hipotenar - este grupo inclui o músculo palmar curto, o adutor do dedo mínimo, o flexor do dedo mínimo e o oponente do dedo mínimo. Todos estes músculos enunciados destinam-se ao dedo mínimo com a exceção do palmar curto.
 - (a) O músculo palmar curto, cuja função é pregar a pele da eminência hipotenar, é um músculo cutâneo da pele, constituído por fascículos (conjunto de fibras musculares) transversos e paralelos, inserindo-se na porção lateral ao nível da eminência palmar. Situado na porção medial desta região, surge o músculo abdutor do dedo mínimo, o qual se insere, proximalmente, no pisiforme e, distalmente, na falange proximal do dedo em questão, Figura 2.7.

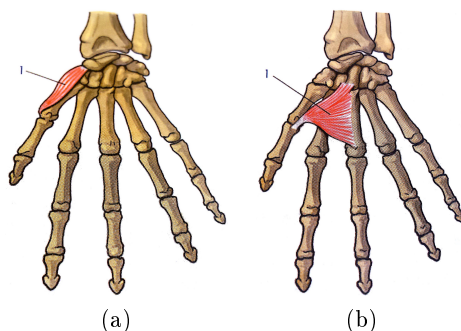


Figura 2.6: Músculo oponente (a)) e adutor (b)) do polegar.[12]

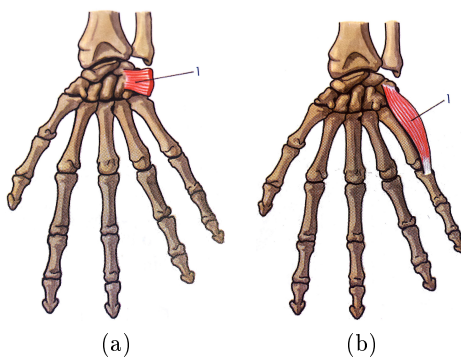


Figura 2.7: Músculo palmar curto (a)) e abdutor (b)) do dedo mínimo.[12]

- (b) O músculo flexor curto do dedo mínimo encontra-se situado na zona lateral e, no mesmo plano que o músculo abdutor do dedo mínimo, inserindo-se, por um lado, no hamato e, por outro, no lado medial da extremidade superior da falange proximal do dedo mínimo. Inserido, superiormente, no osso hamato e, inferiormente, na margem medial do corpo do quinto metacárpico, surge também o músculo oponente classificado como o músculo mais profundo de todos os músculos desta região, Figura 2.8.

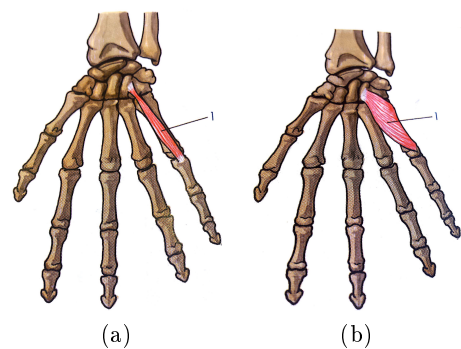


Figura 2.8: Músculo flexor curto (a)) e oponente (b)) do dedo mínimo.[12]

3. Músculos palmares médios da mão - quatro músculos fusiformes pequenos, designados lombricoides, numerados de 1 a 5 da lateral para a medial. Estes encontram-se situados entre os tendões do flexor profundo dos dedos e, no mesmo plano, fixam-se no tendão do músculo extensor correspondente, alcançando o lado lateral de cada articulação metacarpo-falângica correspondente. Os músculos lombricoides fletem a falange proximal e estendem as falanges média e distal, Figura 2.9.

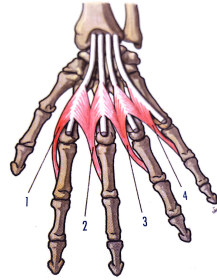


Figura 2.9: Músculos palmares médios.[12]

4. Músculos interósseos - músculos situados, como o próprio nome indica, nos espaços interósseos. No total, são sete músculos dividindo-se em dois grupos: músculos interósseos palmares e músculos interósseos dorsais, Figura 2.10. Trabalhando em conjunto, executam a função de fletir a falange proximal e estender as falanges média e distal.

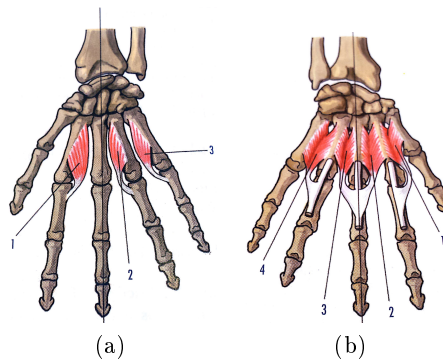


Figura 2.10: Músculo interósseos palmares (a)) e dorsais (b)).[12]

- (a) Os músculos interósseos palmares, numerados de 1 a 3 do lado lateral para o medial, ocupam metade do espaço interósseo inserindo-se, apenas, num metacarpal e dirigindo-se para o metacárpico seguinte. Os músculos interósseos palmares aproximam os dedos do eixo da mão.
- (b) Os músculos interósseos dorsais, também numerados de 1 a 5 na mesma linha dos anteriores, ocupam o dobro do espaço dos palmares, ou seja, as duas metades do espaço interósseo entre os dois metacárpicos que limitam o espaço. Estes músculos inserem-se na dorsal do metacárpico, terminando no tendão do músculo extensor correspondente. Os músculos interósseos dorsais afastam os dedos do eixo da mão. [12]

Apesar de não fazerem parte integrante da anatomia da mão, os músculos extrínsecos interagem indiretamente com esta através de tendões, tecidos fibrosos que permitem a ligação dos músculos aos ossos. [17] Estes tecidos não apresentam rigidez ou elasticidade, apesar de serem bastante densos e proporcionarem uma elevada resistência.

Os tendões associados aos músculos extrínsecos percorrem o antebraço, passando em conjunto pela bainha sinovial comum dos músculos flexores, Figura 2.11, separando-se em seguida de modo a conectarem-se com os respetivos ossos dos dedos, passando pelas bainhas sinoviais digitais. As bainhas sinoviais consistem em túneis ligamentosos que limitam o deslocamento lateral dos tendões, permitindo o deslizamento destes uns sobre os outros de acordo com o movimento dos dedos. [13]

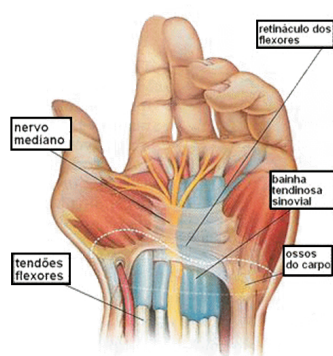


Figura 2.11: Bainha sinovial e tendões flexores.[13]

2.1.1 Articulação Metacarpo-falângica

Após uma pequena revisão da anatomia geral da mão, aspetos importantes que evidenciam o porquê desta ser um elemento de elevada complexidade, procede-se a um estudo pormenorizado da estrutura e constituição da articulação metacarpo-falângica, foco de estudo nesta dissertação.

A articulação metacarpo-falângica, Figura 2.12, encontra-se presente tanto nos cinco dedos, não havendo diferenças significativas no que toca à sua estrutura e funcionalidade nestas diferentes localizações. Classificada como uma articulação condilóide - articulação bola e soquete, Figura 2.13 - consiste numa articulação que apenas permite a existência de movimento ativo em torno de dois eixos perpendiculares [12]. No entanto, este tipo de articulações permite também a existência de um movimento passivo em torno de um terceiro eixo. Perante estes dois graus de liberdade e a existência de um movimento passivo, a articulação metacarpo-falângica permite assim flexão, extensão, abdução, adução e rotação axial.

Esta articulação, como referido na secção 2.1, é formada pelo metacárpico e pela falange proximal, aos quais estão associadas superfícies articulares, superfícies estas que promovem à articulação a funcionalidade que lhe compete.

As superfícies articulares desta articulação, Figura 2.14 a), são constituídas pela cabeça do metacárpico e pela base da falange proximal. A cabeça do metacárpico é uma superfície articular biconvexa, com curvaturas desiguais transversalmente e ântero-posteriormente. Esta contém cartilagem hialina, tipo de cartilagem mais encontrada no



Figura 2.12: Articulação Metacarpo-falângica.[14]

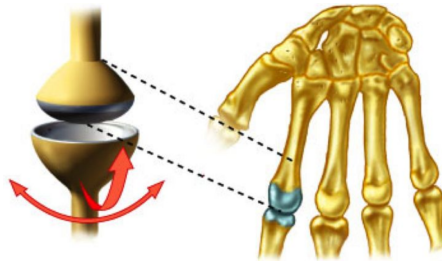


Figura 2.13: Articulação Condilóide.[15]

corpo humano, sendo mais larga no lado anterior que no lado posterior. No que toca a base da falange proximal, esta apresenta uma superfície articular bicôncava menor que a superfície metacarpal.

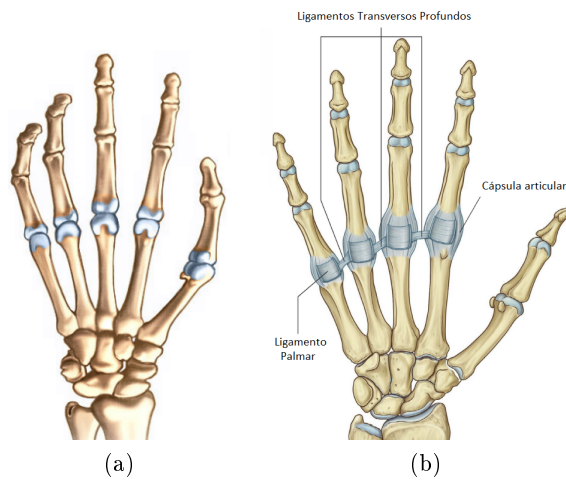


Figura 2.14: Superfícies articulares (a)) e ligamentos da articulação metacarpo-falângica (b)).[16][17]

A cápsula articular, Figura 2.14 b), que cobre a articulação metacarpo-falângica, é reforçada no lado anterior por dois tipos de ligamentos: ligamento palmar e os ligamentos colaterais, enquanto que no lado posterior encontra-se o tendão do extensor dos dedos que se funde, dos lados, com os ligamentos colaterais. Esta cápsula, Figura 2.15, é revestida com uma membrana sinovial fixada nas margens de cada articulação, a qual cobre todas

as superfícies articulares.

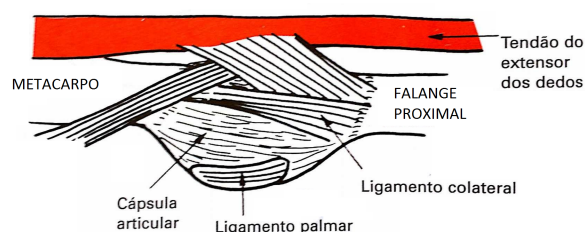


Figura 2.15: Cápsula articular da articulação metacarpo-falângica.[17]

Ligamentos

Além do ligamento palmar e dos ligamentos colaterais já referidos, existem também, neste tipo de articulações, ligamentos designados por ligamentos metacarpais transversos profundos. Estes ligamentos são importantes porque associam as cabeças dos ossos metacarpais transversalmente. Todos estes ligamentos, presentes na articulação, contêm uma funcionalidade e disposição própria, o que os torna elementos essenciais para o bom funcionamento da articulação em questão. [10] [17]

O ligamento palmar, Figura 2.14 b), consiste numa placa fibrocartilaginosa densa fixada na margem anterior da base da falange proximal. No entanto, proximalmente, encontra-se fixada, pela cápsula articular, ao metacárpico. Este ligamento atua como uma superfície articular móvel que facilita a flexão da articulação. [17]

Os ligamentos colaterais encontram-se subdivididos em dois, o ligamento colateral medial e ligamento colateral lateral. Estes ligamentos são fortes e encontram-se posicionados em forma de leque ao passarem do metacárpico para a falange. No lado anterior encontram-se fundidos com o ligamento palmar, enquanto que posteriormente acabam por se unir. [17]

Os ligamentos metacarpais transversos profundos, Figura 2.14 b), ligamentos curtos que conectam os ligamentos palmares das quatro articulações metacarpo-falângicas dos dedos, são importantes porque associam as cabeças dos ossos metacarpais transversalmente, limitando o movimento de afastamento. É importante referir que este tipo de ligamento não se encontra entre o polegar e o dedo indicador, daí a independência e liberdade de movimentos do polegar. [17]

Apresentados os ligamentos presentes na articulação metacarpo-falângica e, de forma a associá-los às estruturas anatómicas referidas anteriormente, secção 2.1, é possível observar na Figura 2.16 os músculos interósseos e lumbricais presentes nesta articulação em conjunto com os tendões dos músculos flexores também já enunciados. [17]

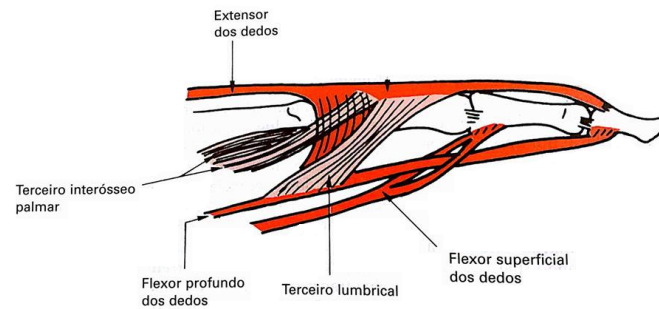


Figura 2.16: Estruturas anômicas da articulação Metacarpo-falângica.[17]

2.2 Biomecânica

Após uma introdução à anatomia da mão, mais direcionada à articulação metacarpo-falângica, procede-se assim ao estudo da biomecânica desta articulação. Todas as articulações existentes envolvem inúmeras estruturas essenciais ao seu funcionamento, o que pode tornar a biomecânica um assunto complexo, uma vez que abrange toda uma componente anômica como base. Assuntos como estabilidade, movimentos, amplitudes e forças são termos de extrema relevância neste tipo de estudos.

2.2.1 Descrição

A estabilidade da articulação metacarpo-falângica deve-se não só aos tendões flexores e extensores que cruzam a articulação, mas também aos lumbricais e interosseos provenientes dos seus respectivos músculos. Desta estabilidade, surge assim a possibilidade de existência de movimentos como flexão, extensão, abdução, adução e rotação.

Movimentos

O movimento ativo na articulação metacarpo-falângica ocorre em torno de dois eixos localizados na cabeça do metacárpico. Dentro deste tipo de movimento surge a flexão, extensão, abdução e adução.

A flexão e a extensão, presentes na Figura 2.17 e na Figura 2.18, ocorrem segundo o eixo transversal presente na cabeça do metacárpico. No entanto, durante a flexão, este intersecta o eixo longitudinal da falange proximal devido à geometria das superfícies articulares. Durante este movimento, o ligamento move-se além da cabeça, sobrepondo-se sobre si próprio, de modo a deslizar ao longo da diáfise do metacárpico. Simultaneamente, a cápsula articular e o seu revestimento sinovial desdobram-se de modo a não limitar o movimento. Todo o movimento de flexão existente é, também, limitado pela tensão criada nos ligamentos metacárpicos transversos profundos e pelos ligamentos colaterais, no entanto é pelos músculos lumbricais e interosseos, juntamente com os tendões flexores que todo o movimento é permitido. Este movimento, flexão, atinge um valor ligeiramente inferior a 90° no dedo indicador, aumentando progressivamente até ao dedo mínimo.

Na extensão, a superfície anterior da cabeça do metacárpico articula-se com o ligamento palmar sendo responsabilizada pelo extensor dos dedos, com adição do extensor do indicador no dedo indicador e do extensor do dedo mínimo no dedo mínimo. A ampli-

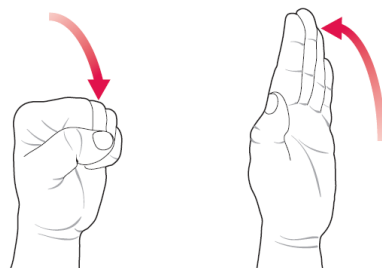


Figura 2.17: Movimentos de flexão e extensão da mão.[18]

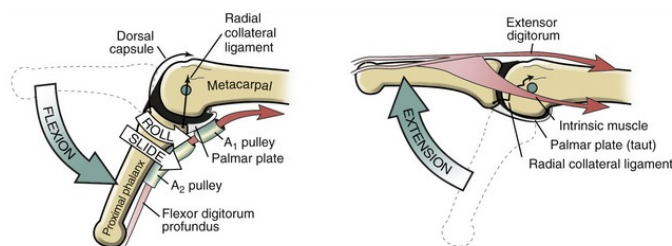


Figura 2.18: Movimentos de flexão e extensão da articulação metacarpo-falângica.

tude da extensão ativa varia entre os pacientes, podendo atingir 50° e até 90° em alguns casos.

A abdução e adução, Figura 2.19, neste tipo de articulação, ocorre segundo um eixo ântero-posterior presente na cabeça do metacárpico, promovendo o afastamento ou aproximação no sentido do dedo médio, respetivamente. Este movimento pode atingir, quando o dedo se encontra estendido, uma amplitude de 30° para cada direção, uma vez que quando o dedo se encontra fletido a tensão desenvolvida nos ligamentos colaterais limita os movimentos laterais. A abdução na articulação é produzida pelos interósseos dorsais para os dedos indicador, médio e anelar, e pelo abductor do dedo mínimo para o dedo mínimo, auxiliada pelo primeiro e segundo lumbricais. Na adução, encontram-se presentes os interósseos palmares, auxiliados pelo terceiro e quarto lumbricais para o dedo anelar e mínimo. No caso de a articulação se encontrar fletida, a adução tem o auxílio dos flexores dos dedos.

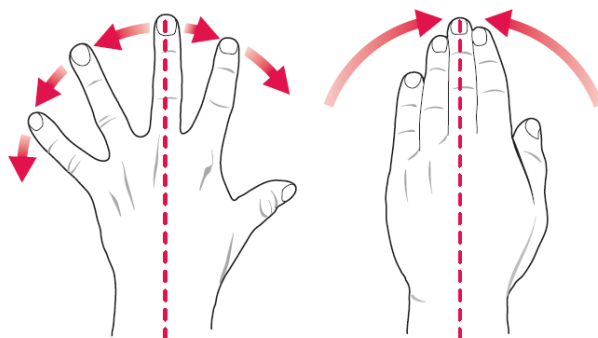


Figura 2.19: Movimentos de abdução e adução.[18]

Descritos os movimentos principais dos dedos, designados como movimentos ativos, é importante referir a possibilidade de existência de um movimento passivo, a rotação. A rotação ativa não é possível, exceto no dedo mínimo mas, no entanto, devido às superfícies articulares e ao estado a que alguns ligamentos se encontram, é possível um certo grau de rotação passiva. Esta rotação tem uma amplitude máxima de 60° , sendo que no dedo indicador se encontra na ordem dos 45° .

Todos estes movimentos encontram-se direcionados aos quatro dedos, indicador, médio, anelar e mínimo. No entanto o V dedo, o polegar, assume condições um pouco diferentes quando se fala em movimentos. Assim para além dos movimentos já referidos, flexão, extensão, abdução e adução, o polegar contém movimento de oposição.

Relativamente à flexão e extensão do polegar pode-se referir que a sua amplitude de flexão é na ordem dos 45° , enquanto que a extensão é zero em condições ditas normais. A sua flexão é responsável pelo flexor curto do polegar com a ajuda do flexor longo. No que toca à extensão, a partir da posição flexionada, esta é produzida essencialmente pelo extensor curto do polegar com a ajuda do extensor longo do polegar. A abdução e adução são limitadas pela largura da cabeça do metacárpico e pelos ligamentos colaterais, podendo mesmo assim atingir 15° na abdução, provocada pela contração do abdutor curto do polegar. Contrariamente aos restantes dedos, no polegar está presente uma rotação axial na articulação metacarpo-falângica, o que é um fato importante para o movimento de oposição, Figura 2.20. Esta rotação pode ser classificada como ativa, produzida pela contração do flexor e do abdutor, curtos do polegar, ou passiva, ao pressionar o polegar contra o dedo indicador - movimento de oposição. O movimento de oposição referido inclui, simultaneamente, flexão e abdução, sendo o grau de abdução máximo quando o contato é feito com a face palmar do dedo mínimo. Este movimento conjunto, flexão e abdução, provoca uma rotação ativa até ao momento de contato, aumentando o grau de rotação de forma passiva após este.[17] [12] [18]

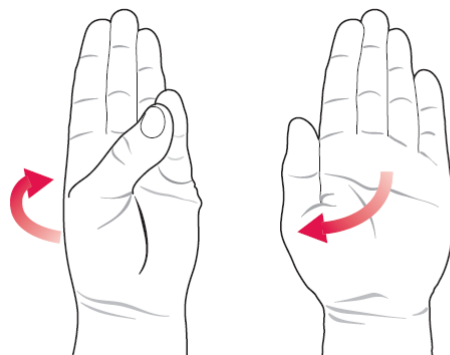


Figura 2.20: Movimentos de oposição.[18]

Forças

Como consequência de ser um elemento essencial em inúmeras atividades no dia a dia, a mão está muitas vezes sujeita a esforços de baixa a elevada magnitude. A transmissão destas forças dentro da mão e dos dedos deve-se, essencialmente, ao tamanho e ao peso dos objetos que esta pode carregar podendo mesmo ter consequências catastróficas em

cada articulação. O valor da reação, destas forças, em cada articulação é então objeto de estudo no que toca a concepção de próteses. Estudos revelam que as reações nas articulações metacarpo-falângicas são em média o triplo da carga aplicada, enquanto que as articulações carpometacarpianas são o dobro. A magnitude e direção destas forças conduziram assim a previsões de deformações e a lesões nestas mesmas articulações.

Entre as várias atividades de manipular e agarrar executadas pela mão, beliscar e segurar um objeto são alguns exemplos para o qual muitos estudos se direcionam. Assim, tendo presente as atividades a estudar, procede-se, normalmente, ao cálculo da força de reação provocada pela carga inicialmente aplicada ao dedo, o que se encontra representado na Figura 2.21 como o C_X .

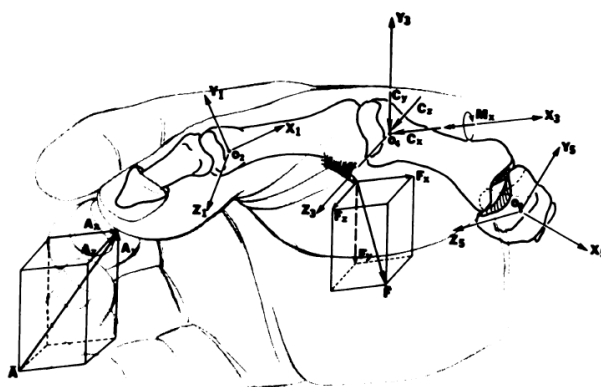


Figura 2.21: Diagrama de forças.[1]

Os ligamentos, tendões e respetivos músculos exercem também forças na articulação metacarpo-falângica, Figura 2.22, sendo estas também alvo de estudo no que toca à sua influência na articulação. Todos estes elementos são componentes essenciais no equilíbrio e estabilidade da própria articulação. Na tabela 2.1 estão representados os significados de todas as abreviaturas assinaladas na 2.22.

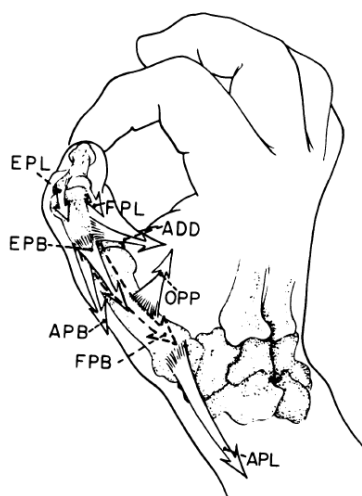


Figura 2.22: Diagrama de forças dos tendões nas articulações. [1]

Tabela 2.1: Identificação de todos os componentes presentes na análise deste artigo.[1]

Articulação	Incógnitas	Símbolos
Metacarpo-Falângica	Força de compressão axial	Cx
	Força Dorsal/Volar	Cy
	Força Radio/Ulnar	Cz
	Momento Axial	Mx
	Força do Tendão Abdutor	APB
	Força do Tendão Flexor	FPB
	Força do Tendão Addutor	ADD
	Força do Tendão Extensor	EPB

Na tabela 2.2, estão apresentadas as propriedades mecânicas aproximadas para cada tipo de estrutura óssea, cortical e esponjoso, e para a cartilagem.

Tabela 2.2: Propriedades mecânicas do sistema esquelético.[2]

	Modulo de Young E[MPa]	Coefficiente de Poisson ν
Cortical	18600	0,3
Esponjoso	750	0,3
Cartilagem	8	0,5

2.2.2 Revisão dos estudos de biomecânica na articulação

Os estudos que abordam a articulação metacarpo-falângica divergem no que diz respeito aos modelos utilizados. São muitos os estudos que utilizam modelos 2-D e modelos 3-D para analisar atividades que a mão realiza diariamente, o que leva à existência de discrepâncias nos resultados obtidos para cada um. Um fator relevante, que influencia também estes resultados, é o facto de existirem inúmeras variáveis em cada caso de estudo, o que vem complicar todo o processo de obtenção da força na articulação. A força exercida na articulação metacarpo-falângica envolve, como apresentado no capítulo da anatomia, uma série de elementos que lhe permitem um bom funcionamento. Assim, com o objetivo de recriar a funcionalidade da articulação, componentes como ligamentos, tendões e músculos são tidos em conta em na maioria das análises e estudos realizados. Este fato, leva a complicações no que toca ao número equações existentes e, consequentemente, eleva o nível de dificuldade de todo este processo. Vários autores, como solução a este problema, assumem condições ou descartam possíveis fatores, facilitando toda a resolução deste sistema de equações. Todas estas complicações influenciam os resultados obtidos, sendo, por sua vez, a causa principal de toda a divergência já referida.[3] Na maioria dos estudos, movimentos como preensão em ponta e preensão palmar, Figura 2.23, são os movimentos mais estudados.

Smith et al. analisaram as forças na articulação metacarpo-falângica do dedo indicador, utilizando um modelo bidimensional como representado na Figura 2.24(a) num movimento de preensão em ponta. Estes autores assumiram três condições: os músculos extensores encontravam-se relaxados, os músculos interósseos radial e ulnar iriam ser tratados como apenas um e, por isso, destes só seria exercida uma única força e, por último,



Figura 2.23: Preensão em ponta e palmar, respetivamente. [1]

o músculo lumbrical exercia $1/6$ da força total exercida pelo músculo interósseo.[3]

Por outro lado, Berme, Paul and Purves estudaram um modelo tridimensional, Figura 2.24 (b), durante movimentos de preensão em ponta e abertura de um frasco. Estes autores tiveram, à semelhança do anterior, o dedo indicador como objeto de estudo, incluindo também os ligamentos colaterais e assumindo um único tendão flexor. Todos os músculos, ligamentos e tendões nas três articulações foram alvo de um balanço equacional, com o intuito de manter o equilíbrio. [3]

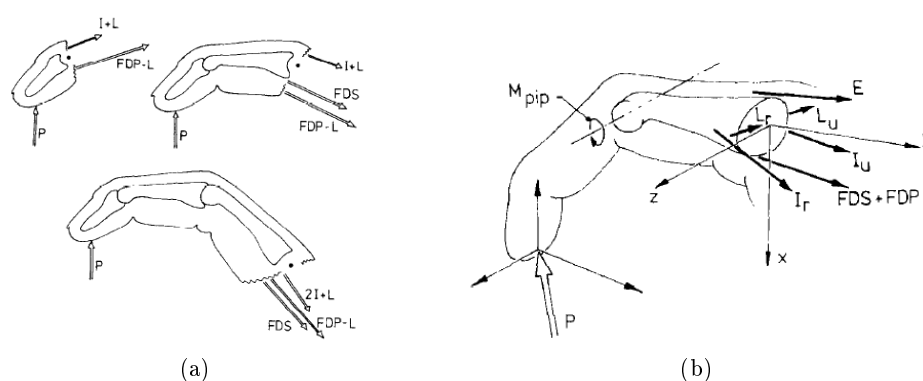


Figura 2.24: Modelo bidimensional(a) e tridimensional(b) utilizados em alguns estudos. [3]

Os resultados obtidos nestes dois estudos, são apenas dois exemplos realizados com diferentes modelos e diferentes condições assumidas. Na tabela 2.3, são apresentados não só os resultados dos estudos já referidos, mas também outros resultados de outros autores. Assim, através da observação da tabela, é possível verificar a diferença notória em cada valor de força na articulação. Para a articulação metacarpo-falângica a gama de valores de força na zona articular, no movimento de preensão em ponta, encontra-se num intervalo de $4.4P$ a $8.8P$, sendo o P a carga aplicada na ponta do dedo. Esta divergência coloca, assim, em causa a veracidade de certos valores. [3]

De forma a chegar a conclusões mais fidedignas, foi construído um modelo mais sofisticado e mais recente, onde atividades bidimensionais iriam ser apenas estudadas a partir de um modelo também bidimensional. Este modelo, criado pelos autores B. Weightman e A.A. Amis, avaliou movimentos desde a preensão palmar à preensão em ponta nas três articulações presentes nos dedos da mão. Na Figura 2.25, onde está representado o modelo, encontra-se presentes todos os componentes considerados para a obtenção dos re-

Tabela 2.3: Forças na articulação metacarpo-falângica durante ações de preensão em ponta.[3]

Artigos	Chao, Opgrande e Axmear		An et al	Chao e An	Smith et al	Berme, Paul e Purves
Dedo	Indicador	Médio	Indicador	Médio	Indicador	Indicador
Ângulo						
Flexão	48	48	-	10	10*	43
Força na Articulação	8.8	8.6	4.1	8.6	7.5	5.5

*Estimado através de diagramas

sultados, desde extensores-ES/TE, músculos interósseos-RI e UI, lumbricais-LU. A partir destas variáveis foram então obtidas equações de equilíbrio para simplificar e proceder-se à apresentação de resultados.[3]

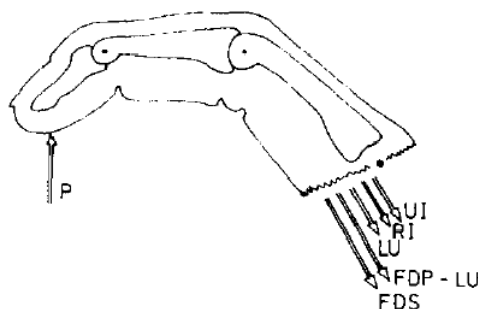


Figura 2.25: Modelo bidimensional estudado por B. Weightman e A.A. Amis.[3]

A partir deste modelo, é realizado um estudo e obtidos valores de forças para diferentes posturas e, consequentemente, diferentes atividades. De forma a simplificar a compreensão de todo este mecanismo, apresentam-se, na Figura 2.26, três gráficos correspondentes à direção da força resultante na articulação, força dos músculos e força na articulação, respetivamente. É de realçar a influência dos ligamentos no primeiro gráfico, onde se verifica uma redução de aproximadamente 20% após adicionar os ligamentos na postura dois. No segundo gráfico, comprova-se a influência dos músculos, demonstrando que a magnitude da tensão dos tendões varia ao variar a postura em que o dedo se apresenta. As forças na articulação, apresentada no terceiro gráfico, indica que da postura 1 até a postura 5 existe uma diminuição da força exercida na zona articular, o que comprova que com um maior ângulo, maior será a força exercida na articulação. Neste artigo, a força na articulação metacarpo-falângica varia entre 4.2P, a 45°, até 6,4P, a 60°, o que mostra a aproximação relativamente aos valores apresentados na Tabela 2.3. [3]

Com uma ideia de como funciona a articulação, da influência dos seus componentes e de como a postura ou atividade é determinante para a força que é exercida sobre esta, é importante apresentar uma gama de valores para algumas atividades diárias. Assim, em modo resumo, apresenta-se, na Tabela 2.4, as forças compressivas, os seus respetivos ângulos e atividades. Várias atividades são assim apresentadas, observando-se que a

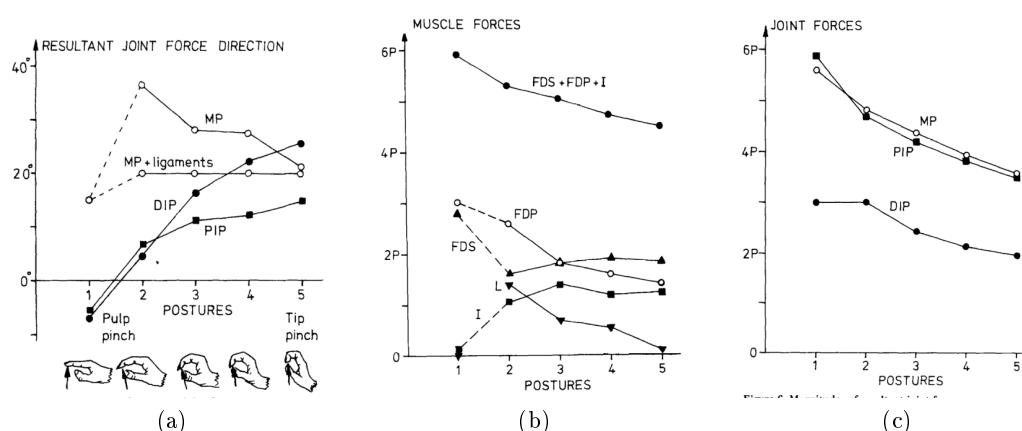


Figura 2.26: Resultados do estudo do modelo bidimensional de B. Weightman e A.A. Amis. [3]

preensão-chave, uma das atividades mais simples e necessária do dia-a-dia, apresenta um dos valores maiores e por isso, é a atividade, relativamente às apresentadas, que maior força exerce na articulação metacarpo-falângica.[4] [2]

Tabela 2.4: Resumo de forças aplicadas na articulação metacarpo-falângica.[4] [2]

Atividade	Ângulo(°)	Força Compressiva(N)
Preensão em ponta	48	84-370,5
Preensão-chave	20	543,9-2872,6
Preensão Palmar	48	120-381,8
Piano	20	8,5-31,6
Segurar caneta	-20	6,7-20,1
Segurar um peso	-	4,4-196,9
Abertura de frasco	-	128,9

Ainda relacionado com a biomecânica da articulação metacarpo-falângica surgem também estudos que realizam análises estruturais, desde a análise de tensões nas várias estruturas até à análise da estabilidade existente após uma artroplastia.

Butz, Kent D. et al analisaram a articulação num estado intacto. O objetivo deste estudo passou por analisar a tensão na região de contacto da articulação durante atividades diárias, escrever e segurar num peso. Para isso, foi realizada a construção de um modelo tridimensional da articulação metacarpo-falângica e, posteriormente, efetuada uma análise de elementos finitos. Valores máximos e mínimos de 1.4MPa e 110kPa, respetivamente, foram obtidos para a atividade de escrever na área de contacto, enquanto que para a atividade de segurar um peso foram encontrados valores de 1.8MPa e 830kPa. Neste estudo foi também analisada a cartilagem e a sua influência, apresentados valores de tensão de 126kPa para a primeira atividade e 314kPa para a segunda. Este autor obtém resultados semelhantes ao estudo realizado por Chao et al. [1] [19] Na Figura 2.27 estão apresentados alguns resultados para este estudo nas duas atividades analisadas.

Estes mesmo autores realizaram um estudo da biomecânica da articulação metacarpo-

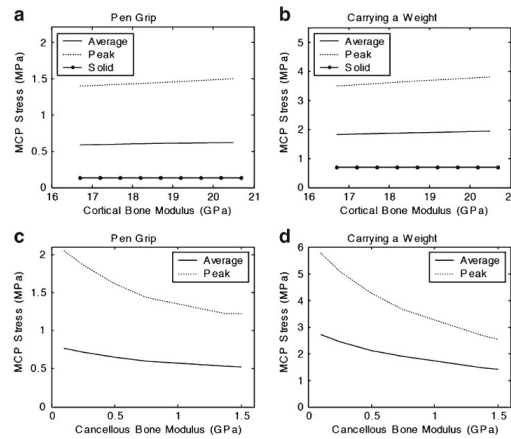


Figura 2.27: Resultados da tensão encontrada para o osso cortical (a e b) e para o osso esponjoso (c e d) para as repetitivas actividades [19]

falângica, abrangendo, agora, um número maior de actividades analisadas. Este estudo analisou não só as forças exercidas na articulação, mas também a tensão, prevendo tensões nesta articulação superiores a 2MPa, semelhantes a tensões existentes na anca. Na actividade de escrever surgiram picos de tensões de 957kPa e valores mínimos de 246kPa, no osso cortical. O osso esponjoso apresentou valores de tensão menores que 250kPa. Na zona de contacto, a cartilagem encontra-se numa gama menor de valores, 134kPa. Para a actividade de segurar um peso, foram verificados os valores mais elevados comparados com os casos considerados. Na superfície de contacto foram verificados valores mínimos de 876kPa e valores máximos de 3.28MPa nas estruturas ósseas, enquanto que na cartilagem foi verificado um valor de 493kPa. Esta análise encontra-se na Figura 2.28. [2]

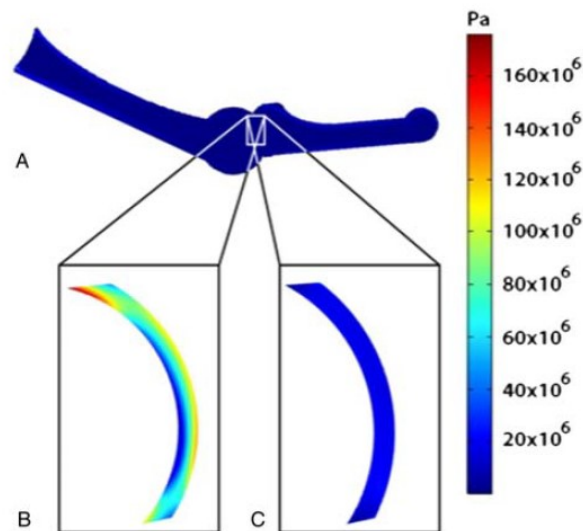


Figura 2.28: Resultados da tensão encontrada para o osso cortical (B) e para a cartilagem (C) [2]

Kadir M.R. Abdul et al analisaram, também através de um modelo tridimensional,

duas próteses de silicone para esta articulação - a Swanson e a Neuflex. Para estas, os parâmetros a estudar foram os micromovimentos do implante na articulação e a tensão no implante durante o movimento. Estes autores encontraram uma diferença significativa no que toca a flexão com valores de 50° e 72° para o Swanson e Neuflex, respetivamente. Os resultados mostraram que a interface com o implante Swanson (valor máximo de 0,2mm) apresentava elevados valores de micromovimentos comparado com o Neuflex (valor máximo de 0,1mm). Relativamente à distribuição de tensão, os dois implantes apresentavam tensões concentradas e elevadas na zona articular na ordem dos 18MPa, sendo o Neuflex com valores mais elevados e, por isso, com um maior risco de falha. [19]

Capítulo 3

Patologias e tratamentos da articulação

3.1 Patologias

A articulação metacarpo-falângica, MCP, também designada por "nó dos dedos", é o ponto de contacto entre os dedos e os ossos da mão, ossos metacárpicos. Nesta articulação, são permitidos movimentos em múltiplas direções como, flexão, extensão, adução e abdução, sendo esta articulação ativa em atividades como beliscar e agarrar. Devido à tensão provocada por estas atividades, a artrite na MCP é bastante comum nos diferentes dedos. A artrite pode afetar qualquer articulação no corpo, incluindo as articulações entre os 29 ossos do pulso, mão e dedos, consistindo numa inflamação da articulação. Esta palavra é utilizada, frequentemente, para descrever dor e problemas nas articulações. A perda de cartilagem, tecido que envolve a extremidade do osso, é a causa para o aparecimento desta inflamação. Diferentes causas provocam o aparecimento de artrite neste tipo de articulação, como a osteoartrite, artrite reumatóide, Gota e Pseudogota, psoríase e infeções ou quando depois de uma queda onde ocorre uma rutura no osso que se estende até à articulação.

A **osteoartrose** consiste numa doença articular degenerativa onde a cartilagem presente entre os ossos é desgastada ao longo do tempo. Este desgaste provoca uma diminuição de estabilidade na articulação, o que provoca o desenvolvimento de artrite. As três localizações onde é mais comum o aparecimento deste tipo de artrite estão representadas na Figura 3.1, podendo provocar nódulos ósseos na junção média do dedo - nódulos de Bouchard ou na junção final - nódulos de Heberden, Figura 3.1. [30]

A **artrite reumatóide** é apenas um tipo de artrite entre muitos. Os pacientes com artrite acordam geralmente com as articulações rígidas e inchadas, sentindo-se cansados numa fase inicial. Embora este tipo de doença afete muitas partes do corpo, dois terços dos pacientes apresentam sintomas no pulso e nas mãos, Figura 3.2, apresentando as mãos quentes e vermelhas. Este tipo de doença, dentro destas zonas mais usuais, é mais comum no pulso e nos dedos da mão. [23] [20]

A artrite reumatóide afeta as células que lubrificam e articulam as articulações, provocando inchaço nestes tecidos e possíveis problemas em estruturas que suportam as articulações, como tendões e ligamentos tornando a articulação instável. O desgaste da cartilagem e consequente desgaste dos ossos são as principais consequências desta doença.

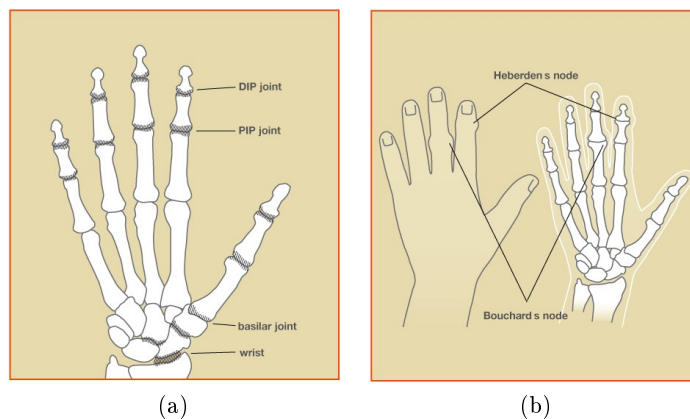


Figura 3.1: Localização (a)) e efeitos (b)) da osteoartrose.[20]

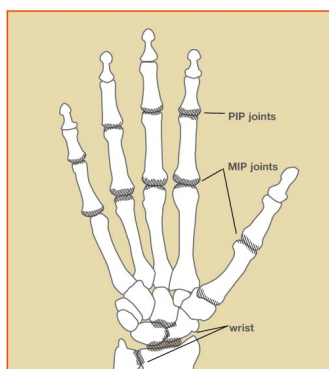


Figura 3.2: Zonas afetadas principalmente pela artrite reumatoide.[20]

Apesar da rigidez, inchaço e dor serem sintomas comuns de todos os tipos de artrite, a artrite reumatóide apresenta alguns sintomas próprios como: solavancos firmes ao longo dos dedos, nódulos na parte de trás da mão que se movem quando se endireitam os dedos, curvatura ou colapso anormal dos dedos, incapacidade de endireitar ou dobrar um dedo, articulação do dedo médio dobrada e junção média estendida - Figura 3.3 e destaque anormal dos ossos do pulso. No entanto, apesar de todos estes sintomas característicos desta doença, também podem surgir outro tipo de problemas nestes pacientes como dormência e formigamento na mão. [20] [31]

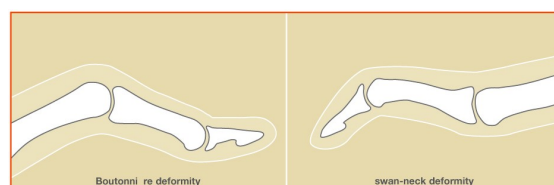


Figura 3.3: Curvatura dos dedos em doentes com artrite reumatoide.

Gota e Pseudogota designam dois tipos de artrite que consistem na formação de cristais na articulação provocando irritação, inchaço e dor nas articulações, Figura 3.4.

Este tipo de problemas pode afetar as articulações em todo o corpo. Na Gota a primeira articulação a ser afetada é o dedo grande do pé, enquanto que a Pseudogota encontra-se em articulações maiores como o joelho ou pulso, mais frequentemente. [20] [31] A formação de cristais ocorre quando existe um elevado teor de ácido úrico, sendo a principal causa da Gota. A genética é o principal fator na determinação dos níveis deste tipo de ácido mas, no entanto, alguns medicamentos causam alterações nestes níveis, como medicamentos para a pressão arterial e diuréticos. Na origem deste tipo de artrite estão também problemas como obesidade, resistência à insulina, doenças cardíacas, hipotireoidismo e doenças renais, sendo uma ajuda na sua prevenção a atividade física. No que diz respeito à Pseudogota, também conhecido como deposição de pirofosfato de cálcio, à semelhança da Gota, também existe formação de cristais mas, no entanto, esta formação não está relacionada com a utilização de fármacos, afetando um número elevado de pessoas, embora só parte delas sinta os sintomas associados. [21]



Figura 3.4: Inflamação e inchaço da articulação. [21]

Os sintomas desta doença são mais comuns com o avançar da idade e associados com certos problemas como pneumonia, ataques cardíacos e acidentes vasculares cerebrais, podendo ocorrer após uma cirurgia não relacionada. Os cristais de Gota podem formar protuberâncias brancas designadas "*tophi*", podendo estas sendo visíveis na pele, Figura 3.5 a), enquanto os cristais em Gota são, normalmente, visíveis apenas num raio-x, Figura 3.5 b). [20] [32]

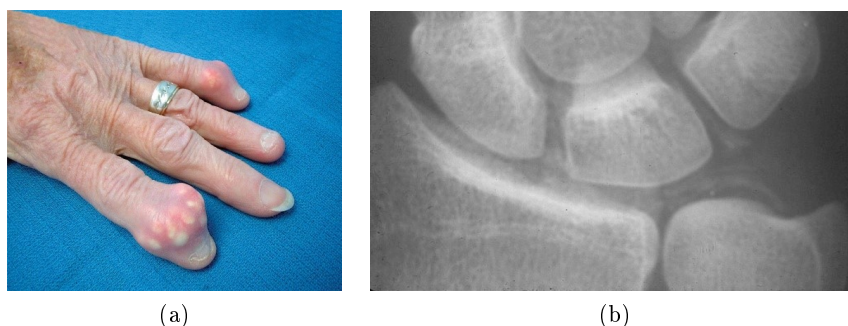


Figura 3.5: Visualização dos cristais exteriormente (a)) e em raio-x (b)).[20]

A **psoríase**, doença caracterizada pelo aparecimento de manchas avermelhadas na pele como é possível observar na Figura 3.6, associada a artrite denominada artrite pso-

riática é uma doença crônica inflamatória das articulações que afeta entre 0,05 e 0,025 % da população. A causa desta doença ainda continua desconhecida, onde perturbações do sistema imunitário, sob a influência de fatores genéricos, ambientais e por vezes infecciosos, conduzem à inflamação das próprias articulações e tendões. Este tipo de artrite é mais frequente em articulações das mãos e dos pés, podendo também aparecer em articulações maiores como joelhos e ancas. [31] [32] [22]



Figura 3.6: Psoríase.[22]

A artrite na articulação metacarpo-falângica provoca, de um modo geral, dor, perda de movimento e inchaço de forma gradual e nem sempre perceptível numa fase inicial. Os pacientes com artrite tendem a ter mãos fracas e dores repentinas o que pode levar à queda de objetos que estejam a segurar. Ao longo do tempo, os dedos de uma mão com artrite podem sofrer desvios na direção lateral designado como desvio ulnar, Figura 3.7.[20]



Figura 3.7: Desvio lateral de uma mão com artrose.[23]

O diagnóstico da artrose é sempre confirmado por raios-x, Figura 3.8, onde se observa um estreitamento do espaço entre os ossos provocado perda de cartilagem. Exames de sangue e estudos de imagem são também utilizados para confirmar o diagnóstico deste tipo de problema. [20]



Figura 3.8: Raio-x de uma mão afetada por artrose.

3.2 Tratamentos

Existem vários tipos de tratamentos disponíveis para a dor e a perda de função, como medicação ou injeções. No entanto, existem outros tipos de soluções como cremes, calor ou gelo, utilização de talas ou suportes que mantenham os dedos imobilizados e juntos. Todas estas técnicas podem ajudar a manter algum movimento e força.

Contudo, se os tratamentos médicos falharem, a opção de cirurgia é considerada neste tipo de problemas. Estes variam de pessoa para pessoa e, por isso, consoante o nível de seriedade da artrite, o médico escolhe a solução mais adequada a cada caso. A artroplastia e a fusão da articulação são duas das opções quando a artrite se encontra numa fase já muito avançada. [20]

Na **osteoartrose**, os objetivos do tratamento são aliviar a dor e restaurar a função do dedo. Por isso, mangas macias e confortáveis podem ser uma possível solução em oposição às talas rígidas, uma vez que apoiam a articulação e permitem o movimento. O calor, banhos de parafina e compressas quentes, podem também aliviar as articulações e mantê-las móveis, existindo também a possibilidade de exercícios ou terapias realizadas por terapeutas da mão. Todas as outras opções, como anti-inflamatórios ou injeções de esteróides na articulação podem aliviar a dor, mas não curam a osteoartrose. A cirurgia é considerada já numa fase muito avançada e quando o doente se encontrar apto para a realizar, tendo o objetivo de restaurar todas as funções possíveis e minimizar a dor ao máximo. Na situação de fusão, a cartilagem desgastada é removida e os ossos de cada lado da articulação são fundidos, o que significa que não haverá dor, mas a articulação ficará inibida de movimento. A reconstrução articular é outra hipótese, onde a superfície áspera da articulação é removida e substituída pelo seu próprio tecido mole ou com um implante, artroplastia. O tipo de cirurgia depende da articulação envolvida, da sua anatomia e das suas atividades. [30]

Relativamente à **artrite reumatóide**, o objetivo centra-se no alívio da dor e em manter a função dos dedos, embora, para esta situação, não haja cura, sendo apenas

possível retardar a progressão da doença através de medicamentos. Este tipo de doença envolve uma equipa formada por paciente e médicos, sendo o reumatologista o médico que monitoriza e determina o melhor tratamento e tipo de medicação a aplicar ao paciente. A artrite reumatóide é, normalmente, uma doença que evolui ao longo do tempo e, por isso, são aplicadas, em certos casos, cirurgias preventivas que incluem a remoção de tecido inflamado ou a remoção de esporões ósseos que estejam a atingir tendões ou ligamentos. Outras opções possíveis para esta situação são as artroplastia e fusões, dependendo sempre do tipo de articulação e do grau do dano presente. [20]

No que diz respeito à Gota e à Pseudogota, o objetivo principal passa pelo mesmo que as doenças anteriores, ou seja, a diminuição do inchaço, vermelhidão e dor. O principal tratamento para estes problemas passa por tratamentos com medicação anti-inflamatória não-esteróide ou com um medicamento designado por colchicina, administrados sempre pelo o reumatologista que acompanha o paciente. Estas condições são geralmente tratadas sem cirurgia, sendo esta só necessária em caso de desgaste da articulação ou problemas nos tendões. [21]

3.3 Artroplastia da articulação

Dores persistentes, perda de movimento articular e alterações biomecânicas da própria articulação são apenas alguns dos fatores que levam a artroplastia a ser uma das hipóteses mais adequadas para doentes com artrite. A artroplastia, tratamento cirúrgico de substituição da articulação, visa melhorar a qualidade de vida do paciente e restaurar a capacidade funcional da articulação afetada. Este procedimento requer um acompanhamento total do paciente, incluindo um programa de reabilitação personalizado e integral.

3.3.1 Revisão histórica

As primeiras artroplastias da articulação metacarpo-falângica realizadas não tinham uma taxa de sucesso muito elevada, não só devido ao seu design ineficiente, como aos materiais constituintes da prótese e reduzido conhecimento mecânico da articulação. Neste período, soluções como amputação e artrodese, também designado por fusão óssea, eram consideradas em primeiro lugar por parte do médico.

As evoluções foram graduais, quer em termos de design, quer em termos de materiais utilizados, como foi o caso da introdução de materiais biologicamente inertes em 1940. A substituição total da articulação metacarpo-falângica só viria a ser realizada em 1959 por Brannon e Klein, em 14 pacientes.[24] Esta foi, mais tarde, modificada por Flatt transformando o único tronco em duas hastes mais flexíveis, Figura 3.9. Contudo, estes modelos apresentavam problemas como a erosão do osso, levando a deposição de detritos metálicos dentro da própria articulação. O desenvolvimento a partir destes primeiros modelos seguiu dois caminhos separados.[5]

Os projetos metal-polietileno proliferaram com o sucesso alcançado nas artroplastias totais da anca, os quais usaram metal e polietileno de ultra alta densidade como componentes articulares, Figura 3.10. Vários foram os conceitos articulares usados nestes projetos, sendo que a maioria continha um elemento fixo de metal que girava no interior de um rolamento de polietileno. A rutura, erosão, contratura e outros problemas prejudicaram muitas destas iniciativas. Muitos investigadores, em 1960, direcionaram-se para próteses poliméricas de uma peça. Niebauer e colegas desenvolveram um dispositivo

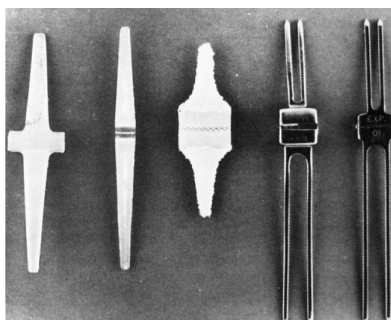


Figura 3.9: Evolução inicial da prótese. [24]

laminado de silicone-Dacron, consistindo numa dobradiça fina com uma haste coberta por uma malha de Dacron para fornecer uma fixação fibrosa. [5]

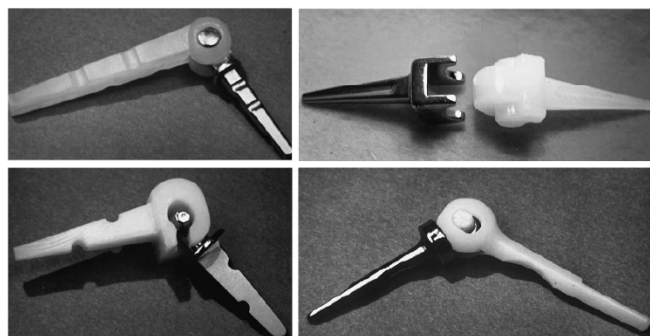


Figura 3.10: Evolução para um conceito articular de dois materiais.[24]

O desenvolvimento deste tipo de implantes divergiu, de modo a responder a diferentes situações e tentar colmatar as falhas existentes, o que levou a inúmeras alterações aos designs existentes: adição de hastes, alterações geométricas entre outros. De forma a simplificar a análise histórica, os diferentes tipos de próteses mais recentes foram agrupados consoante o tipo de material constituinte.[24]

Implantes de Silicone

Os implantes de silicone surgiram, em 1966, com o desenvolvimento de um espaçador de silicone - Swanson, Figura 3.11. Este implante, constrangido, continha hastes projetadas para atuar como um pistão dentro do osso, permitindo aumentar a amplitude de movimento. Nesta época, existia uma distinção de implantes no que toca ao movimento conseguido, diferenciando-se como implantes restritos aqueles que apenas permitiam o movimento no plano do eixo de rotação e implantes sem restrições aqueles que permitiam uma amplitude livre em todos os planos, limitados apenas pelo suporte ligamentar. Em 1985, com vista a diminuir a erosão óssea e a fratura, agulhas metálicas foram adicionadas na interface haste-centro do implante Swanson, embora não tenham sido obtidas melhorias significativas.[5] Ao longo das últimas quatro décadas, a artroplastia utilizando implantes de silicone tornou-se uma referência relativamente aos restantes implantes utilizados para a artroplastia de articulações pequenas, como é o caso da articulação metacarpo-falângica. Destaca-se, assim, este implante que, apesar de algumas

complicações se evidenciam, proporciona alívio da dor e resultados funcionais neste tipo de articulação.[5]



Figura 3.11: Implante Swanson.[5]

Estudos realizados em 424 artroplastias com este tipo de implante na articulação metacarpo-falângica relatam melhorias no arco de movimento, obtendo resultados de uma melhoria significativa de 13 graus no arco total.[5]

Implantes de Metal

A primeira artroplastia total, como referido anteriormente, consistiu numa prótese em modelo de dobradiça metálica. Este implante era constituído por titânio e continha dois componentes principais, proximal e distal, ligados por um parafuso. Nestes componentes, não era utilizado cimento e a ligação era conseguida através da existência de hastes. Apesar dos primeiros resultados terem sido encorajadores, existiam problemas a longo prazo como *loosening* e fraturas. Ao longo do tempo, foram sendo realizadas novas iterações deste modelo com vista na melhoria da estabilidade do implante, no aumento dos graus de liberdade da articulação protésica e na diminuição das falhas.[24]

Em 1979, Linscheid e Dobyns criaram um inovador componente proximal de cromo-cobalto e um implante de substituição de polietileno de alto peso molecular, Figura 3.12. Todo este projeto derivou do elevado grau de insatisfação com as limitações das opções disponíveis em mercado. Este implante, que visa representar a fisiologia completa da articulação e estabilidade, onde a ressecção é óssea mínima, foi concebido de modo a reter parte da estabilidade proporcionada pelos ligamentos colaterais. Após várias modificações sofridas, este implante continua disponível para a artroplastia de substituição.[5]

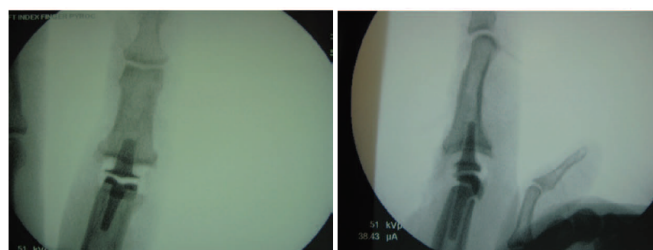
Estudos realizados por Linscheid afirmam que, em 65 artroplastias da articulação inter-falângica usando o implante SR PIP foi obtido um alívio total da dor em 86,1% dos pacientes com um aumento de 12 graus no arco de movimento total. [5] Este tipo de implante pode ser usado com ou sem cimento ósseo, embora muitos cirurgiões prefiram o seu uso sem cimento, uma vez que o torna a cirurgia de revisão mais difícil podendo afetar negativamente os tecidos moles e ossos devido à elevada quantidade de calor liberada. Outras complicações estão associadas a este tipo de implantes, das quais incluem instabilidade articular, fratura, deslocamento e infeção. [5]



Figura 3.12: Implante SR PIP.[5]

Implantes de Pirocarbono

Avanços no estudo dos materiais e a uma maior compreensão da biomecânica levaram ao desenvolvimento de implantes de carbono pirolítico, material sintético que estimula a formação de osso, melhorando a estabilização do implante. Este tipo de implante, minimamente constrangido, foi pela primeira vez aprovado em 2000 para o uso na Europa. Designado como o *Ascension PIP Pyro-Carbon Total Joint*, Figura 3.13, este implante é constituído por um núcleo de grafite revestido por deposição química de vapor com carbono pirolítico, sendo quimicamente estável e biocompatível. [5]

Figura 3.13: *Ascension PIP Pyro-Carbon Total Joint*.[5]

Semelhante aos implantes de silicone, as artroplastias em que se usam este tipo de implantes na articulação metacarpo-falângica leva à melhoria no arco de movimento total, comparativamente à articulação inter-falângica. No entanto, os implantes de pirocarbono apresentam taxas de complicações maiores desde luxação a subsidência do implante.

Após descritos os três tipos principais de materiais usados em implantes na articulação metacarpo-falângica, apresenta-se na Tabela 3.1 um pequeno resumo de algumas vantagens e desvantagens de cada implante.

Tabela 3.1: Comparação de alguns implantes.[5]

Tipo de Implante	Indicação	Vantagens	Desvantagens
Silicone	Artrite na articulação MCP e PIP (Osteoartrite, Artrite reumatoide, pós-traumática)	Alívio da dor, facilidade técnica	Melhoria mínima nos movimentos (melhor na articulação MCP do que na PIP), subsidência e fratura do implante
SR PIP	Artrite na articulação MCP e PIP (Osteoartrite, pós-traumática)	Alívio da dor, recessão mínima do osso	Melhoria mínima nos movimentos, subsidência, "loosening", fratura do implante
Pirocarbono	Artrite na articulação MCP e PIP (pós-traumática, raramente osteoartrite) com suporte suficiente dos tecidos-moles	Alívio da dor, melhoria da força de aperto	Melhoria mínima nos movimentos (melhor na articulação MCP do que na PIP), subsidência e fratura do implante

3.3.2 Implante $SR^{TM}MCP$

O sistema em estudo, fabricado pela Small Bone Innovations, Inc, consiste num implante dedicado à articulação metacarpo-falângica constituído por dois componentes, um distal e um proximal. O design deste implante contém superfícies articulares semi-constrangidas congruentes com o intuito de oferecer uma função restaurada, garantindo a integridade das juntas. Estas superfícies proporcionam, por sua vez, uma diminuição de concentrações de tensões e complicações relacionadas, tornando estes implantes mais duradouros e estáveis para resistir a funções diárias da mão. [25]

O $SR^{TM}MCP$, Figura 3.14, é projetado com a intenção de minimizar a ressecção óssea e a retenção de anexos ligamentares críticos. De modo a representar no seu melhor a articulação nativa, este implante visa proporcionar maior estabilidade radial/ulnar através da flexão, nomeadamente após 60 graus, onde as forças das articulações são maiores. Os testes de desgaste e de fadiga, realizados individualmente, demonstraram um desempenho estrutural favorável, traduzindo um tempo de vida do implante mais longo com a técnica cirúrgica apropriada. Alívio da dor e restauração da cinemática da articulação são também conclusões de projetos anatómicos realizados em 2001. [25]

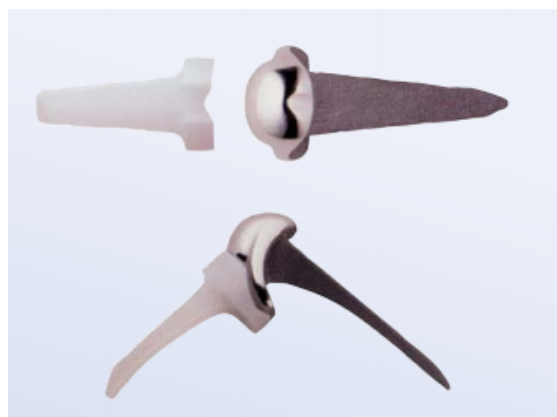


Figura 3.14: *Implante $SR^{TM}MCP$* . [25]

Utilizando materiais biocompatíveis encontrados nas substituições da anca e do joelho, foram escolhidos cromo-cobalto, liga de titânio e UHMWPE para as duas peças que o constituem a zona proximal e distal, respetivamente. Uma vez que não consiste num implante personalizado e individual, ou seja, um implante dedicado a cada paciente, o implante $SR^{TM}MCP$ está disponível em diversos tamanhos, adequando-se a cada anatomia.

Numa perspetiva de cirurgia, são vários os fatores que levam o cirurgião a escolher o caminho que mais beneficie o doente. A amplitude de movimentos da mão do paciente, as deformações, forças de aperto ou manuseamento de um objeto são apenas alguns dos aspetos a ter em conta numa fase pré-operatória. Nesta fase está incluído não só exames de raio-x em varias fases da evolução da doença, mas também uma avaliação, por parte do médico, do desvio ulnar presente no caso de mão com artrite, Figura 3.15.

Após uma avaliação e uma preparação do paciente, passos incluídos no pré-operatório, procede-se à realização da artroplastia que, dependendo de cirurgião para cirurgião, pode variar de técnica. De acordo com a Small Bone Innovations, Inc [25], o implante $SR^{TM}MCP$ exige um procedimento cirúrgico característico.



Figura 3.15: *Deformações existentes numa mão com artrite.*[25]

Procedimento Cirúrgico

Numa fase inicial, sob o controle do garrote e anestesia, é realizada uma incisão na zona da articulação metacarpo-falângica. Para esta incisão, são recomendadas duas opções, Figura 3.16 a), uma incisão longitudinal curva ou uma incisão transversal, ambas realizadas no dorso da mão.

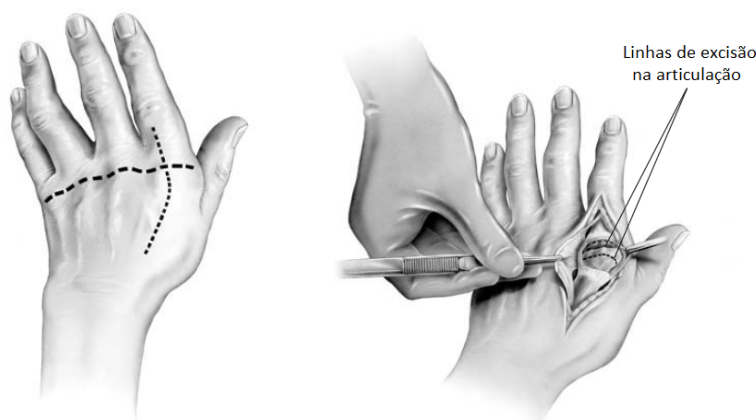


Figura 3.16: *Etapas iniciais do procedimentos cirúrgico.*[25]

Após a incisão, procede-se à dissecação através do tecido subcutâneo, expondo os tendões extensores. Nesta fase é importante ter atenção às veias dorsais no momento de afastamento da pele tanto proximalmente como distalmente. Exposta a cápsula, é então realizada uma sinovectomia dorsal- técnica cirúrgica que consiste em elevar a membrana sinovial- através de uma incisão longitudinal para expor a junta. Neste momento o cirurgião toma a decisão de preservar ou retirar os ligamentos colaterais, marcando as suas extremidades para um possível reparo.

Neste ponto, a articulação metacarpo-falângica já se encontra exposta, Figura 3.16 b), procedendo-se à remoção da cabeça metacarpal numa primeira fase. A cabeça metacarpal é assim removida em duas etapas, primeiramente com uma serra vertical realizando-se

um corte vertical e, posteriormente, por um corte a 45°. Numa fase seguinte, remove-se a base da falange proximal apenas com um único corte na vertical, na Figura 3.17 a). Todo este procedimento é realizado com o máximo rigor, tentando, sempre, manter a integridade de toda a articulação.

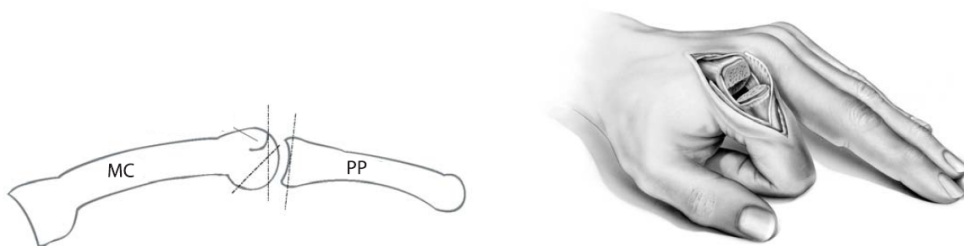


Figura 3.17: *Remoção da cabeça metacarpal e da base falangeal.*[25]

Realizadas as remoções ósseas da cabeça metacarpal e da base da falange proximal, Figura 3.17 b), resta proceder-se à preparação dos locais de inserção do implante. Para isto, são utilizadas ponteiras e brocas adequadas e à medida de cada implante, sendo estas usadas para perfurar o osso de modo congruente com o implante a utilizar. Este procedimento é realizado tanto para o metacárpico, Figura 3.18 a), como para a falange, Figura 3.18 b), seguindo um ensaio da colocação do implante.

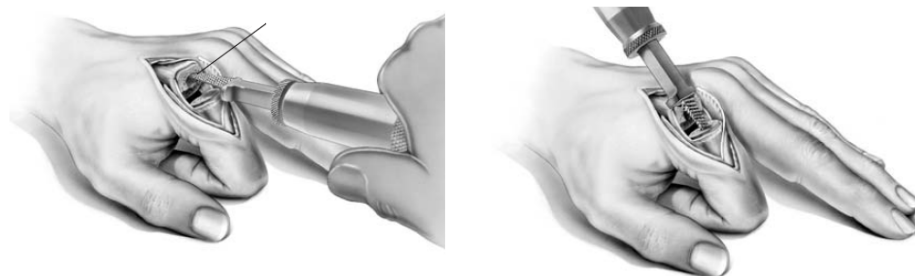


Figura 3.18: *Colocação dos componentes de teste.*[25]

O ensaio do implante consiste na colocação de componentes idênticos à prótese em questão, testando se os procedimentos anteriores foram realizados de maneira correta ou se ainda é necessário algum tipo de ajuste. Para isto, utiliza-se uma ferramenta de superfície côncava que facilita a inserção e deslocamento do componente de teste. Utilizada esta ferramenta, existente tanto para o componente distal como o componente proximal, e colocados os componentes de teste, procede-se a uma avaliação da posição destes, verificando se é necessário algum tipo de ajuste de posição. A posição estática, facilidade de movimento, alinhamento do dedo e estabilidade são testados nesta etapa.

Uma vez realizados todos os testes necessários com os componentes teste, os ensaios são removidos usando um extrator de teste, fornecido na bandeja do instrumento, estando tudo preparado para a introdução dos componentes definitivos. Estes componentes, tanto a prótese metacarpal como a falangeal, são removidos da embalagem esterilizada e, posteriormente inspecionadas.

O componente distal é inserido primeiro, tendo sempre o cuidado de posicionar os componentes em alinhamento e rotação adequados. Nesta fase são também utilizadas ferramentas, côncavas e convexas, para facilitar a inserção do implante no osso. Inseridos os implantes é verificada a amplitude de movimento de modo a conferir o bom posicionamento da ligação protésica. Uma vez satisfatórios os resultados, procede-se ao reparação das estruturas anatómicas e fecho completo da junta, Figura 3.19.

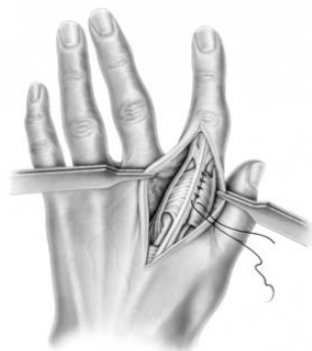


Figura 3.19: *Fecho da incisão.*[25]

Uma vez concluída a artroplastia, existe um procedimento pós-operatório e de reabilitação a ser realizado. Estas duas etapas têm grande importância na fase de recuperação do doente, pois são estas que vão determinar se existe a recuperação dos movimentos e a boa integração dos ossos ao implante. Numa fase pós-operatória, é dada bastante evidência ao posicionamento na mão. Este posicionamento deve manter as juntas da articulação metacarpo-falângica em flexão leve e as articulações inter-falângicas, aproximadamente, a 45°. Esta posição obtém-se através da aplicação de um componente compressivo, Figura 3.20, nas primeiras duas a quatro semanas, substituindo-se, posteriormente, por um descanso estático ou tala, mantendo-se pelas quatro a seis semanas seguintes.

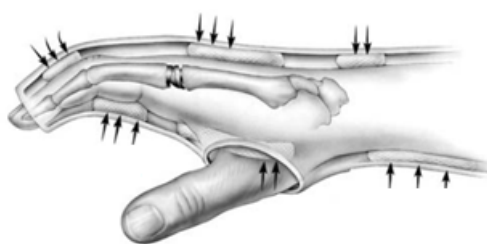


Figura 3.20: *Curativo compressivo utilizado no momento pós-operatório.*[25]

A reabilitação, fase que se segue ao pós-operatório, requer o auxílio de um especialista com conhecimento na área em questão, nomeadamente de um fisiatra. A supervisão diária e exames de acompanhamento são realizados para avaliar a evolução e o estado de toda a recuperação. [25]

Casos Clínicos

A prótese $SR^{TM}MCP$, foco de estudo, é relativamente recente, o que leva a inexistência de casos clínicos e de dados que possam dar um *feedback* positivo ou negativo no que toca ao funcionamento desta prótese.

Pessoas com artrite reumatóide são o principal alvo deste tipo de próteses, como é o caso de uma pessoa do sexo masculino com 72 anos. Este paciente encontrava-se numa fase já avançada da sua doença, onde as mãos eram parte do corpo mais afetada, nomeadamente a articulação metacarpo-falângica dos quatro dedos. Com ajuda de radiografias foi verificada luxação das articulações, o que levou à artroplastia. Inicialmente, foi utilizada uma prótese com o design encontrado na Figura 3.21 sem a utilização de cimento. Após 8 anos, o paciente reportou um aumento de dor significativo e perda de funcionalidade no IV metacárpico, não sentindo nenhuma dor nem problemas nos restantes. Neste momento, as radiografias apresentavam desgaste no osso cortical em ambos os componentes, o que proporcionou a realização de uma artroplastia total usando a prótese $SR^{TM}MCP$, Figura 3.21, neste caso utilizando cimento.[26]

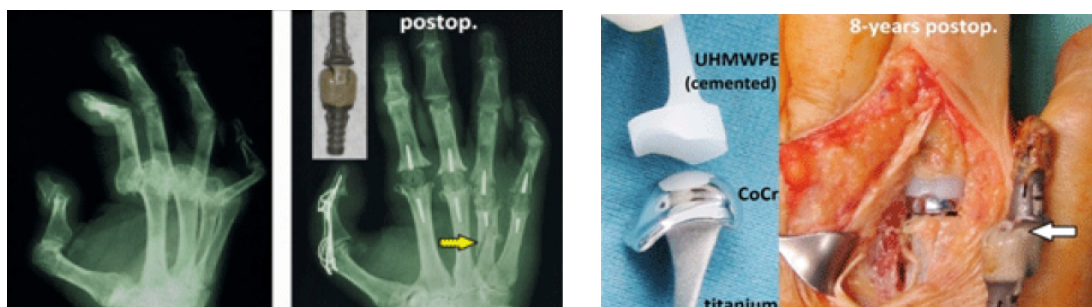


Figura 3.21: Implantes utilizados no caso clínico.[26]

No seguimento de 10 anos, os quais tiveram acompanhamento de dois em dois, a artroplastia no IV dedo encontrava-se num posicionamento correto. O paciente, até ao momento sem mais complicações, era apto para realizar todas as atividades diárias.

Apresentado com o caso clínico anterior, Ibsen Sorensen relata um estudo que inclui 105 artroplastias nesta mesma articulação, onde 88 pacientes tinham artrite reumatóide já em estado avançado. Todos os pacientes foram acompanhados desde o primeiro mês ao quinto ano, onde se verificou que os parâmetros clínicos como: amplitude de movimento, dor e força de aperto tinham melhorado. No entanto, foi verificada uma afrouxamento da cabeça metacarpeana após três anos e luxação precoce por insuficiência do ligamento colateral em 8 casos. [26]

Utilizando também o implante em estudo, é reportado um caso de um paciente com dores na articulação metacarpo-falângica durante 10 anos, sem a existência de qualquer tipo de trauma. A extensão do dedo mostrava um défice de 20° para a posição neutra, sendo a flexão limitada a 60° . Através de radiografias foi encontrada osteoartrite na cabeça do terceiro metacárpico, levando a realização de uma artroplastia. Na artroplastia, foi então utilizado o implante $SR^{TM}MCP$ apresentado na Figura 3.22, onde a cabeça, não cimentada, do componente metacárpico de CoCr articulava com a componente falangeal de UHMWPE, através de uma incisão dorsal.[27]



Figura 3.22: Artroplastia com a utilização do implante $SR^{TM}MCP$. [27]

No seguimento de 4 anos, o paciente não apresentava mudança no posicionamento correto do implante, Figura 3.23. A extensão foi completamente restaurada e a força de aperto melhorou bastante. Numa escala de 0-10, o paciente afirma que houve uma diminuição de 8 para 0 até ao momento. [27]

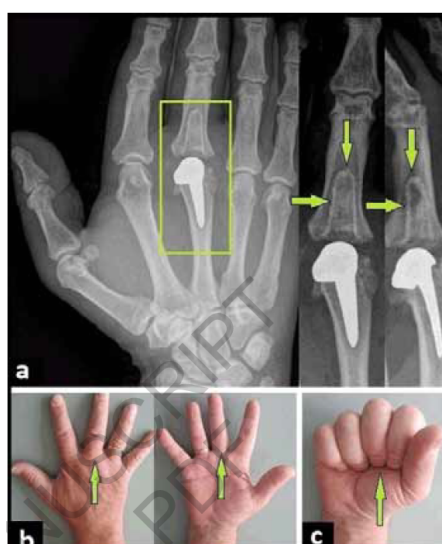


Figura 3.23: Resultados obtidos após a artroplastia. [27]

Apesar dos aparentes sucessos apresentados nestes estudos, o implante $SR^{TM}MCP$ continua a ser alvo de estudo pois existem alguns riscos a ele associados como: dor, infeção, fratura, rotação do próprio implante, *loosening*, alergia, podendo mesmo em casos de muitas complicações levar à necessidade de amputação. [33] No entanto, o principal problema deste implante é a sua tendência de deslocamento na direção ulnar-palmar, onde os ligamentos colaterais poderão não ser suficientes. [26] Um aspeto negativo importante de referir, quando é utilizado cimento ósseo, é a criação da necessidade, em cirurgias de revisão, da remoção de osso junto do cimento. [26] [27]

Capítulo 4

Modelos numéricos da articulação nativa e artroplástica

4.1 Introdução

Neste capítulo são apresentadas todas as etapas que contribuíram para o desenvolvimento do modelo a analisar. Inicialmente, foi realizada uma digitalização 3D, onde foram obtidas as nuvens de pontos para, posteriormente, construir o modelo geométrico. Este processo foi realizado tanto para o metacárpico como para a falange proximal. Com os modelos geométricos prontos, com as devidas camadas, seguiu-se a construção do modelo numérico e, conseqüentemente, a preparação da simulação. Nesta preparação, foram realizadas etapas desde a criação de contactos, associação de materiais, geração da malha, condições fronteira até à aplicação de forças. Todas estas etapas, embora morosas, foram importantes e contribuíram para um bom resultado na simulação. No passo seguinte, obtiveram-se os resultados para cada modelo e para cada caso de estudo, incluindo valores como deformações principais, tensão de Von Mises e micromovimentos. Uma vez realizado todo este processo para o modelo nativo, procedeu-se à realização destas mesmas etapas para o modelo protésico, de forma a obter valores para possíveis comparações e discussões.

4.2 Materiais e Métodos

4.2.1 Modelos geométricos

Todo o processo de geração dos modelos CAD teve início na digitalização de modelos sintéticos de ambos os ossos em estudo, metacárpico e falange proximal representados na Figura 4.1. Este processo realizou-se através de um levantamento de pontos a laser pelo sistema disponível no DEM-Departamento de Engenharia Mecânica, Figura 4.2 - *Picza LPX-250* da *ROLAND*. O levantamento de pontos seguiu as indicações da marca [34] e foi resultado de um processo preciso e rigoroso para obter a melhor leitura possível, tentando não prejudicar os passos seguintes deste projeto.

Este tipo de leitura impossibilita a leitura do osso numa só etapa, pois as superfícies paralelas ao laser são impossíveis de retratar. Sendo assim, foram realizadas leituras quer da falange, quer do metacárpico nas posições ilustradas na Figura 4.3 para depois serem



Figura 4.1: Metacárpico (a)) e Falange proximal (b)).



Figura 4.2: Sistema *Picza LPX-250* da *ROLAND* utilizado para a levantamento de pontos dos ossos.

assembladas de forma a constituir o modelo geométrico. Por cada osso, foram então realizadas cerca de 5 leituras finais:

- Vertical - Uma única leitura principal (na posição a) da figura 4.3) que engloba o máximo de osso possível, falhando apenas os topos do osso, e que serve de referência a todas as outras;
- Horizontal:
 - Topo da articulação MCP - Duas leituras (nas posições b) e c) da figura 4.3) para que nenhum detalhe ficasse por definir;
 - Topo oposto - Duas leituras (nas posições b) e c) da figura 4.3).

É importante referir que estas leituras incluíram, sempre que possível, a geometria regular da estrutura que suportava/apoiava o osso, neste caso um cubo. Este pormenor possibilitou um melhor alinhamento das diversas leituras.

De cada uma das leituras efetuadas foi possível extrair três tipos de ficheiros, para além do ficheiro *.pix* do *software* de leitura:

- Ficheiro *.stl* original apenas com nuvem de pontos;

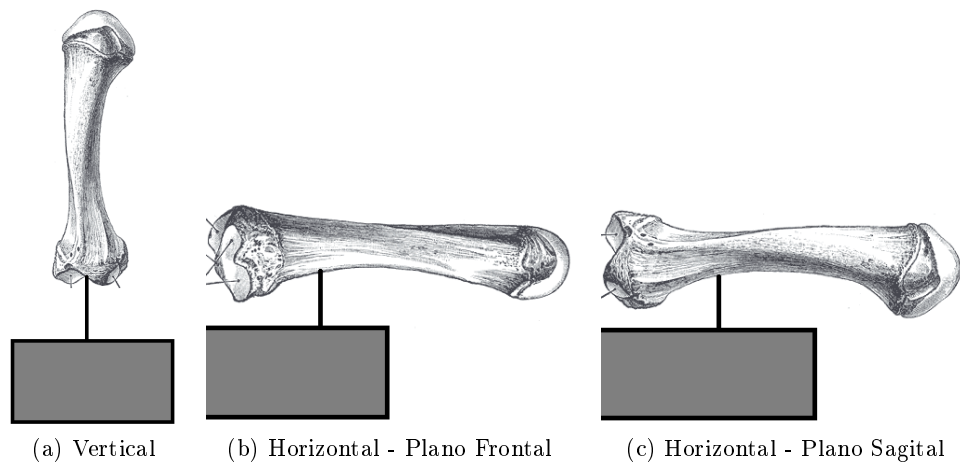


Figura 4.3: Representação das posições de leitura do metacárpico.

- Ficheiro *.stl* após efetuado um filtro (no próprio *software* da *ROLAND* para reduzir o ruído da leitura;
- Ficheiro *.stl* após gerada uma malha de triângulos (sobre a nuvem de pontos sem ruído) pelo próprio *software* da *ROLAND*.

De todos estes ficheiros, o selecionado para o tratamento em *CATIA V5* nas secções seguintes foi o referido no segundo tópico - sem ruído, antes de gerada a malha de triângulo pelo *software*.

A fase de modelação propriamente dita foi iniciada com a junção das nuvens de pontos, às quais foi retirado o ruído, Figura 4.4. Estas nuvens de pontos foram importadas em *.stl* para o *software CATIA V5* e processadas no seu módulo *Shape*. Neste módulo, foram realizadas manualmente translações, rotações e cortes nas malhas com o intuito de minimizar descontinuidades aquando da junção das cinco leituras realizadas.

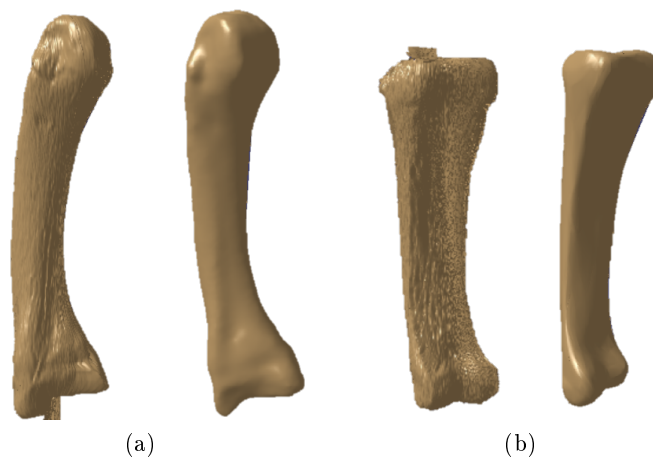


Figura 4.4: Modelos após a junção das diferentes leituras, antes e depois da suavização - Metacárpico a) e Falange proximal b)

Todas as operações executadas foram realizadas alternadamente no *Digitized Shape Editor* e no *Generative Shape Design*. Nesta última interface realizou-se, para finalizar, a geração da malha e, conseqüentemente, a junção desta às complementares. Apesar das malhas serem exportadas do *software* de leitura, já sem ruído, houve a necessidade de algum processamento de suavização e eliminação de imperfeições. Para tal, foi utilizado um outro programa - *Meshmixer*, *software* mais intuitivo e com diversas soluções de aperfeiçoamento de malhas *.stl*. Aqui, foram realizadas as operações finais que facilitaram o trabalho em *CATIA V5*.

Após a realização da junção, procedeu-se à criação da superfície e, seguidamente, do osso sólido final, a branco e azul na Figura 4.5, respetivamente, no *Quick Surface Reconstruction* do *CATIA V5*.

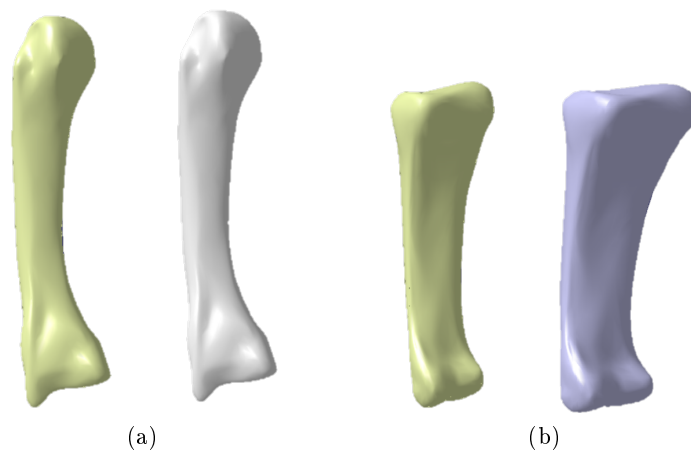


Figura 4.5: Representação da superfície e sólido para o metacárpico(a)) e para a falange proximal (b)).

Este processo, embora moroso, teve um papel de elevada importância em todo o trabalho, uma vez que foi o ponto de partida para todas as etapas que se seguiram. Obtidos os ossos, metacárpico e falange proximal, numa fase já final surge o momento de distinguir os modelos geométricos. Nesta dissertação, o modelo geométrico é utilizado em duas situações, modelo nativo e modelo protésico. O modelo nativo consiste num modelo inicial que visa representar a articulação metacarpo-falângica no seu estado intacto, enquanto que o modelo protésico tem o objetivo de representar uma articulação onde foi realizada uma artroplastia, ou seja, a inserção de um implante. Neste estudo, existem dois elementos essenciais, o osso esponjoso e o osso cortical, não sendo representada e modelada a cartilagem. Esta decisão, deve-se ao fato de tornar o modelo numérico o mais credível possível quando comparado com o modelo experimental, uma vez que não é possível a presença de cartilagem em ensaios experimentais.

Modelo Nativo

Numa fase inicial, a execução do modelo geométrico nativo deveu-se, apenas, à criação do osso esponjoso a partir do osso cortical, modelo já pronto anteriormente. Esta criação deveu-se à realização de um *offset* de 1.2 mm, espessura média do osso cortical. Na Figura 4.6 está representada a primeira versão do modelo geométrico nativo, onde a

cor-de-laranja se encontra o osso cortical e a azul o osso esponjoso do metacárpico e da falange, respetivamente. Na Figura 4.7 encontra-se o modelo geométrico nativo completo, constituído assim pelo metacárpico e pela falange.

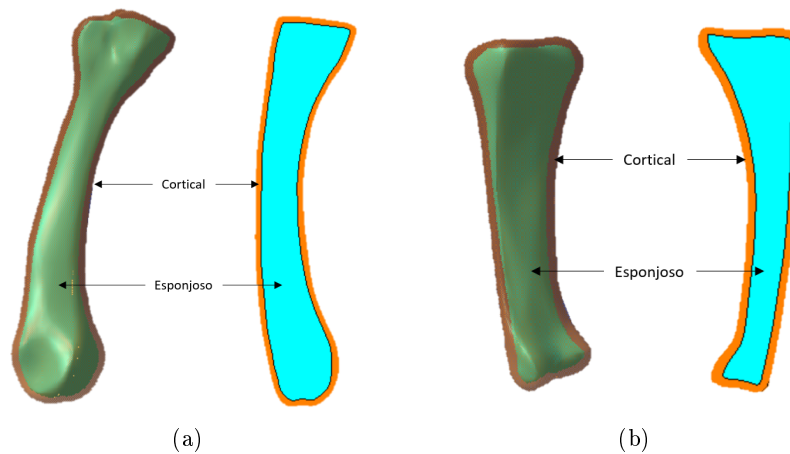


Figura 4.6: Modelo nativo e sua composição inicial, metacárpico (a)) e falange (b)).

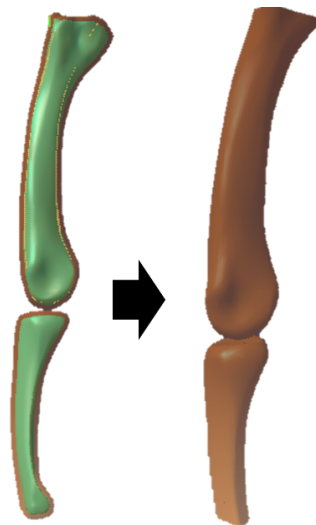


Figura 4.7: Modelo nativo geométrico final

Modelo Protésico

No que toca ao modelo protésico, modelo onde está presente o implante a estudar, foram realizadas uma série de operações. Inicialmente, através do mesmo método usado para a obtenção dos osso - digitalização 3D, foram obtidos os dois componentes constituintes do implante.

Todo este processo foi bastante complicado e moroso, uma vez que os materiais do implante, CoCr e UHMWPE - Figura 4.8, não permitiam uma boa digitalização

e, consequentemente, nuvens de pontos perceptíveis. No componente proximal, de CoCr, verificava-se reflexão do laser, enquanto que no componente distal, de UHMWPE, devido à sua transparência, não se obtia uma boa representação da superfície do implante.



Figura 4.8: Materiais do implante a estudar.

De modo a contornar estes problemas, procedeu-se a uma pintura do implante de modo a torná-lo opaco, Figura 4.9 a), sendo uma superfície opaca o ideal para uma boa digitalização. Uma vez já resolvidos os imprevistos, foram realizadas as digitalizações e todo o processo necessário para a formação do modelo geométrico. À semelhança do que foi realizado para os ossos, anteriormente, foi também concedida a junção das nuvens de pontos no *software CATIA V5* e a sua suavização e correção no *Meshmixer*, Figura 4.9 b).

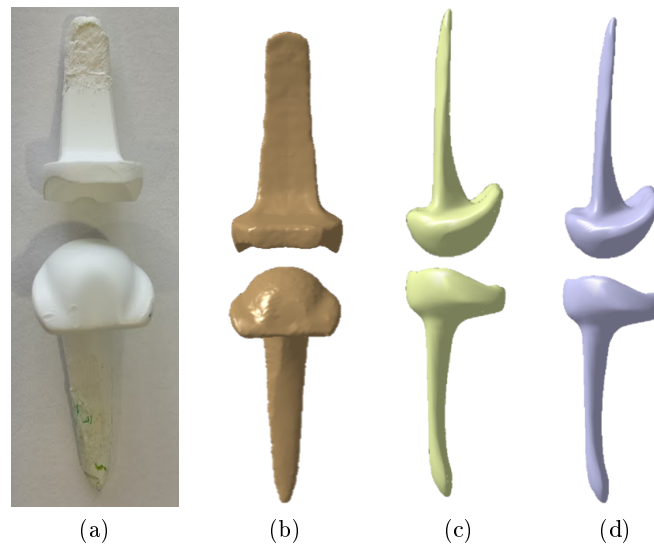


Figura 4.9: Pintura (a)), nuvens de pontos (b)) e respetivas superfícies (c)) e sólidos (d)) do modelo do implante.

Após as nuvens de pontos, foi criada a superfície e, consequentemente, o sólido para cada componente. Estas superfícies e os respetivos sólidos de cada componente, proximal e distal, estão apresentados na Figura 4.9.

Uma vez construídos os modelos geométricos do implante, é, em seguida, realizada a implementação destes nos modelos geométricos dos ossos. Este processo envolveu uma

série de comandos incluídos no *software CATIA V5*, desde cortes através de planos à remoção de material para a colocação do implante. Este procedimento teve por base o procedimento cirúrgico do implante em estudo, tendo sempre em atenção a aproximação deste procedimento à realidade, 4.10.



Figura 4.10: Superfícies usadas para gerar a malha de superfície.

Os modelos protésicos são assim apresentados na Figura 4.11. É importante também referir que, nesta figura, já se encontram realizados os cortes na proximal do metacárpico e na zona distal da falange, de modo a tornar o modelo o mais idêntico ao modelo experimental.

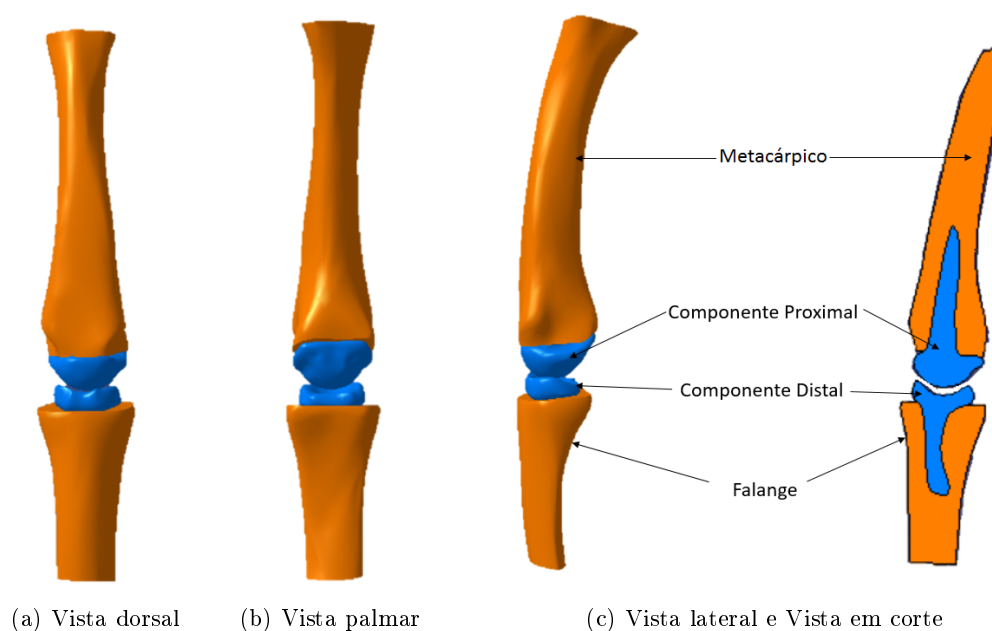


Figura 4.11: Modelo protésico Final.

4.2.2 Geração de Malha

Com o modelo geométrico concluído, iniciou-se a geração da malha para se proceder à simulação. Aqui, já no módulo *Analysis & Simulation* do *software Catia V5*, foi necessário seguir as etapas de forma sequencial para que tudo corra da melhor forma. A geração da malha, etapa inicial, embora tenha sido um passo simples foi, talvez, onde se teve mais atenção. Perante esta observação, pôde-se dividir o processo de geração de malhas em duas etapas:

- Numa primeira etapa foram geradas malhas de superfície com elementos triangulares com 1mm de tamanho médio de aresta. De seguida, foi preenchida a malha de superfície com elementos tetraédricos de forma automática. A malha de cada modelo deve ser uniforme e adequar-se à forma do sólido em questão. Para isso, foram verificadas todas as zonas mais complexas e dadas algumas restrições do caminho que a malha devia seguir. Este procedimento foi também realizado no modelo protésico, para os quatro sólidos existentes, ou seja, o osso esponjoso do metacárpico, o osso esponjoso da falange e para os dois componentes do implante, proximal e distal. Na Figura 4.12 estão representadas as malhas dos dois modelos geométricos, nativo e protésico, respetivamente.

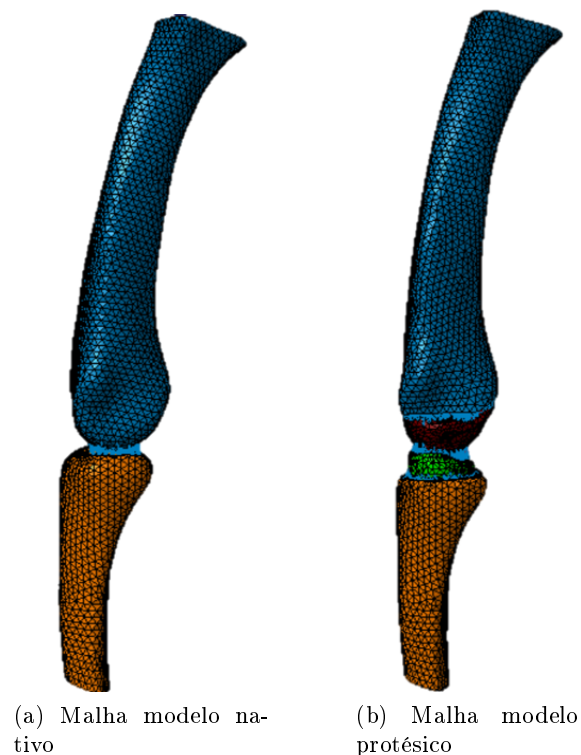


Figura 4.12: Malha final para cada modelo.

- Com as malhas para o osso esponjoso do metacárpico e da falange no modelo nativo e, em adição, as malhas do implante no modelo protésico, seguiu-se assim a criação do cortical, mais propriamente, a criação de uma malha de superfície triangular

com uma espessura de 1,2mm e de tamanho de aresta 1mm. A criação das malhas de superfície obrigou, ainda dentro do mesmo módulo do *Catia V5*, a abrir uma ferramenta mais avançada no que toca à geração de malhas, *Advanced Meshing Tools*. Uma vez criadas as malhas de superfície, uma para o metacárpico e uma para a falange, foi necessário preencher o seu volume com uma malha tetraédrica, malha final destes elementos. Assim, foram obtidos o osso cortical para o metacárpico e para a falange representado pelas malhas tetraédricas geradas. Todos estes passos foram comuns tanto para o modelo nativo como para o modelo protésico sendo que, o modelo com o implante obrigou a um trabalho mais moroso, uma vez que a inserção dos implantes modificou a superfície do osso dito como esponjoso, mudando, consequentemente, as superfícies do cortical.

Na Figura 4.13, encontram-se as malhas para o modelo protésico sendo estas constituídas pelo osso cortical, a amarelo, o osso esponjoso, a azul, o componente proximal do implante, a vermelho, e o componente distal do implante, a verde. Delas dependeram assim toda a simulação e as etapas seguintes. É importante referir que a criação das malhas de superfície facilitou a leitura das deformações principais máximas e mínimas, uma vez que se trata de uma malha bidimensional, semelhante ao que se encontra nos extensómetros, como se irá ver posteriormente.

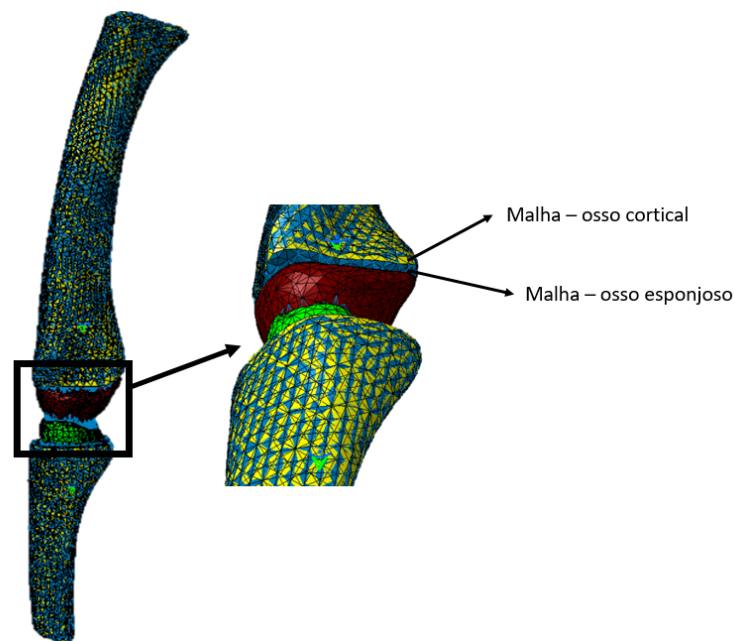


Figura 4.13: Malhas triangulares e de superfície correspondente a cada superfície do osso.

Em forma de resumo e, com o objetivo de caracterizar melhor as malhas utilizadas, são apresentadas nas Tabelas 4.1 e 4.2 informações do modelo nativo e protésico a simular: número de nós e número de elementos para cada modelo utilizado.

Tabela 4.1: Característica da simulação do modelo nativo.

Modelo Nativo	Nós	Elementos
Metacárpico-Cortical	2143	4282
Metacárpico-Esponjoso	3746	15264
Falange-Cortical	1219	2434
Falange-Esponjoso	2173	8951
Total	9281	30931

Tabela 4.2: Características da simulação do modelo protésico.

Modelo Protésico	Nós	Elementos
Metacárpico-Cortical	1898	3752
Metacárpico-Esponjoso	4172	17796
Implante Proximal	2144	7900
Falange-Cortical	1037	2029
Falange-Esponjoso	2386	10222
Implante Distal	1492	5199
Total	13129	46898

4.2.3 Propriedades dos materiais e condições de contacto

Seguindo uma forma sequencial, procedeu-se à etapa seguinte, ainda no *software Catia V5*. Para isso, dividiu-se esta etapa em duas sub-etapas: Condições de contacto e propriedades dos materiais.

- **Condições de contacto** - Nesta etapa, o objetivo principal foi estabelecer contactos entre os diferentes componentes pertencentes ao modelo. Para isto, antes de associar um contacto entre elementos, foi necessário selecionar as faces que em contacto, utilizando o comando *General Analysis Connection*. Após esta seleção, seguiu-se a associação do contacto adequado a cada conjunto de faces selecionadas.

No modelo nativo, foram estabelecidos contactos entre cortical-esponjoso, no metacarpo e na falange, e cortical-cortical. Enquanto que os dois contactos cortical-esponjoso se consideraram rigidamente ligados, o contacto cortical-cortical foi considerado com um coeficiente de atrito mecânico de 0,3.[6]

No entanto, para o modelo protésico foi necessário criar 3 contactos para duas situações distintas: quando o implante ainda não se encontra osteointegrado - modelo não-osteointegrado, e quando o modelo já se encontra integrado no osso - modelo osteointegrado.

No modelo não osteointegrado, uma vez que o implante ainda não se associou ao osso, pouco tempo após a artroplastia, foram inseridos contactos adequados à situação, ou seja, em termos mecânicos o contacto implante-osso exigiu a existência de um coeficiente de atrito. Assim, neste modelo, estão presentes 3 tipos de contactos: contacto implante-esponjoso, contacto cortical-esponjoso e contacto implante-implante.

O modelo osteointegrado, representativo de uma situação a longo prazo, após a artroplastia, semelhante ao modelo nativo, considerou também 3 tipos de contactos.

No entanto, o único valor de coeficiente de atrito existente foi no contacto implante-implante, com o valor de 0,08. [7]

A Tabela 4.3 resume todos os tipos de contactos utilizados nos modelos em questão, modelo nativo, protésico não osteointegrado e protésico osteointegrado.

Tabela 4.3: Contactos realizados nos três tipos de modelos. [6] [7] [6] [8]

Contactos	Modelo		
	Nativo	Protésico	
		Não-osteointegrado	Osteointegrado
Cortical-Cortical	0,3*	-	-
Cortical-Esponjoso	Rigidamente ligado	Rigidamente ligado	Rigidamente ligado
Esponjoso-Implante	-	0,3*	Rigidamente ligado
Implante-Implante	-	0,08*	0,08*

*Coeficientes de atrito associados.

- **Propriedades dos materiais** - etapa correspondente à criação dos materiais e, consequente, à associação destes às respetivas malhas. No que toca aos materiais, foram criados quatro tipos: material do osso cortical, material do osso esponjoso e material do implante que, uma vez que é constituído por dois componentes diferentes, exigiu a criação de dois materiais a ele associados, CoCr para o componente proximal e UHMWPE para o componente distal. Na Tabela 4.4, encontram-se as propriedades dadas a estes materiais. É importante referir que o Modulo Young (E) do osso cortical foi determinado com base em ensaios de tração do material utilizado para o cortical nos ensaios experimentais descritos mais adiante, enquanto que o Modulo Young considerado para o osso esponjoso, também utilizado nos ensaios experimentais, corresponde ao indicado pelo fabricante, respeitando a norma para ensaios biomecânicos (Model 1522 - 03, Pacific-Research-Labs, WA, USA).[9]

Tabela 4.4: Propriedades dos materiais utilizados nos modelos.[7] [9]

	Osso		Implante	
	Cortical	Esponjoso	Proximal (CoCr)	Distal (UHMWPE)
E (GPa)	2,389*	0,155*	210	0,5
v	0,3	0,3	0,3	0,3

*Valores dos materiais utilizado no modelo experimental
(Cortical - Resina epoxi; Esponjoso - Espuma)

Uma vez criados os materiais e estabelecidas as suas propriedades com os valores apresentados na tabela, procedeu-se à associação de cada à respetiva malha. Para esta etapa, foram utilizados dois comandos: *2D Property* e *3D Property*. O *2D Property* destinou-se à associação das malhas de superfície ao material correspondente, ou seja, as malhas de superfície foram associadas às propriedades do osso cortical. No que toca ao *3D Property*, este comando destinou-se à associação das malhas 3D aos materiais, isto é, associação da malha tetraédrica do esponjoso, implante proximal e implante distal aos materiais do osso esponjoso, do CoCr e do UHMWPE, respetivamente.

Realizadas as condições de contacto e associadas as propriedades certas aos seus respetivos materiais, seguiram-se as condições fronteira, que permitiram simular o modelo em condições de o comparar posteriormente.

4.2.4 Condições fronteira

As condições fronteira, última etapa antes de simular o modelo, incluíram as restrições de movimento e a aplicação de forças.

O modelo a ser discutido pretende representar a articulação metacarpo-falângica e, uma vez que representa uma articulação idealmente estável, esta encontra-se sujeita a diversas forças que a mantêm o seu equilíbrio. Para tentar recriar essa estabilidade foram impostas duas restrições no modelo:

- Translações e Rotações, restringindo duas translações e duas rotações em direções paralelas à face superior do metacárpico, Figura 4.14.
- Encastré, realizado na face de corte na zona inferior da falange, Figura 4.14.

Todas estas condições foram criadas de maneira a manter a semelhança entre o modelo numérico e experimental.

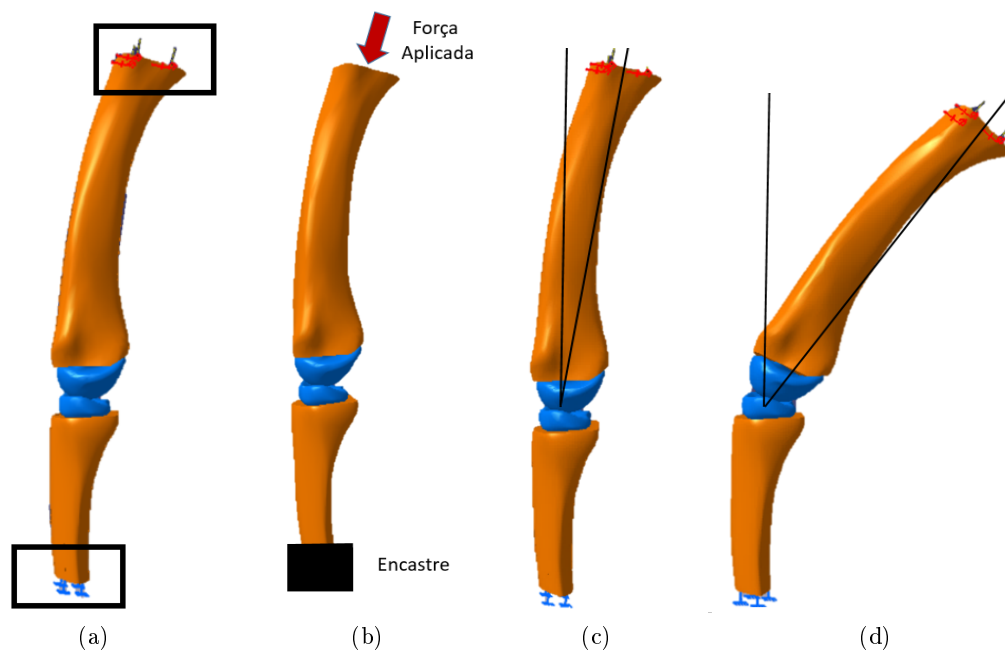


Figura 4.14: Condições fronteira aplicadas ao modelo: a) e b) Força aplicada e encastré; c) Ângulo de 10° - caso de carga 1, 2 e 3; d) Ângulo de 40° - caso de carga 4 e 5.

Com as restrições impostas, foi então aplicada a força corresponde a cada caso de carga, Figura 4.14.

Os casos de estudo escolhidos tiveram como alvo duas variáveis, a força e o ângulo. Para o modelo protésico e para o modelo nativo, sempre com o objetivo de posteriormente permitir uma comparação, foram realizados casos semelhantes. Assim, foram escolhidas

atividades diárias/casos de carga, Tabela 4.5, como segurar uma caneta, segurar um peso e tocar piano. Segurar uma caneta, caso de carga 1, consiste numa atividade realizada muito frequentemente no dia-a-dia de cada pessoa. A esta atividade, estão associadas várias propriedades que, na realidade, variam de pessoa para pessoa, isto é, todas as pessoas têm características anatómicas diferentes e, por isso, tudo o que vem associado a atividades que possam provocar algum tipo de esforço nas articulações diferencia-se de caso para caso. Esta simples atividade envolve uma força de 20N e um ângulo de 10° (inclinação do metacárpico relativamente à falange proximal). No que toca à atividade de segurar um peso, casos de carga 2,3 e 5, pode-se constatar que, dependendo da massa do objeto em questão, a força na articulação pode variar. Nestes casos são aplicadas forças de 116N e 200N para um ângulo de 10° , correspondentes a objetos com o peso de aproximadamente 10 e 20kg e uma força de 20N para um ângulo de 40° , corresponde a uma massa de 2kg. O caso de carga 4, tocar piano, é, de todas as atividades apresentadas, a menos frequente, pois consiste numa atividade que pode ou não ser realizada no dia-a-dia de uma pessoa, consoante as suas preferências. Esta atividade envolve um ângulo de 40° e uma força de 20N. Todos os casos apresentados estão resumidos na Tabela 4.5, contendo para cada caso o ângulo e a respetiva força aplicada. Também na Figura 4.14 estão apresentados os dois tipos de ângulos utilizados nestas atividades, um ângulo de 10° para os casos de carga 1, 2 e 3, Figura 4.14 c), e um ângulo de 40° para os casos de carga 4 e 5, Figura 4.14 d).

Tabela 4.5: Casos de carga escolhidos.

Caso de Carga	Ângulo	Força	Atividade
1	10°	20N	Segurar caneta
2		116N	Segurar um peso
3		200N	Segurar um peso
4	40°	20N	Tocar piano
5		66N	Segurar um peso

Devido à elevada quantidade de informação e dados obtidos para cada caso de carga, embora tenham sido simulados os cinco casos de carga referidos, são apenas apresentados os resultados obtidos para três: o caso de carga 1 - segurar uma caneta, o caso de carga 3 - segurar um peso e o caso de carga 4 - tocar piano. Estes casos escolhidos permitem, assim, uma análise completa abrangendo os três tipos de atividades escolhidas para este estudo.

Na secção seguinte, são apresentados os resultados derivados de todas as simulações realizadas para os três casos de carga escolhidos. É importante referir que existem três tipos de simulações realizadas para cada caso de carga: modelo nativo, modelo protésico não-osteointegrado (condição pós-cirúrgica em que o implante não se encontra osteointegrado) e modelo protésico osteointegrado (condição considerada a longo prazo onde o implante e o osso são considerados como rigidamente ligados, implante totalmente osteointegrado).

A apresentação destes mesmos resultados segue a ordem dos casos de carga correspondentes a cada osso a estudar, ou seja, numa primeira fase encontram-se as deformações no osso esponjoso, seguido do cortical, tensões no implante e, por último, os micromovimentos implante-osso. Nos resultados apresentados analisam-se, assim, as deformações

principais máximas e mínimas, para identificar possíveis efeitos de reabsorção óssea ou fratura por fadiga devido à sobrecarga localizada, a tensão de Von Mises nos componentes do implante, para identificar possíveis risco de falência por efeito de fadiga do material e os micromovimentos, para identificar possíveis dificuldades de osteointegração do implante na interface com o osso.

4.3 Resultados

4.3.1 Deformações no Osso Esponjoso

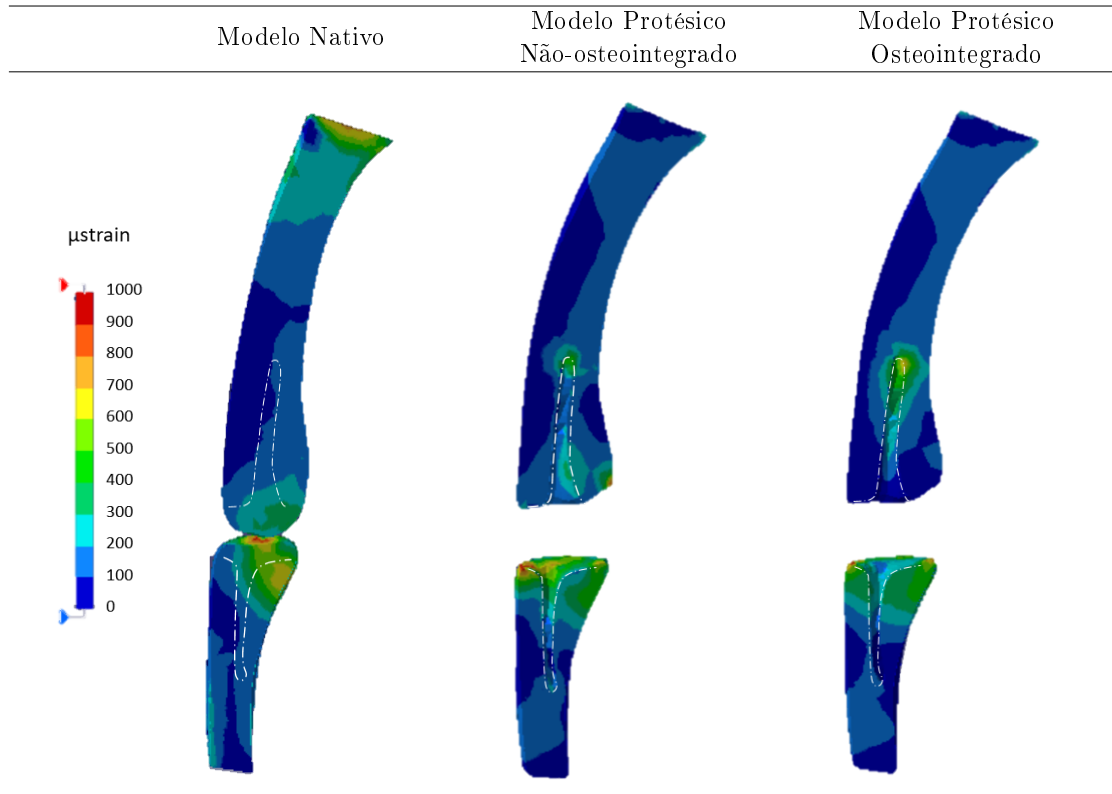
Caso de carga 1 - Segurar Caneta

No primeiro caso de carga, a atividade em questão é segurar uma caneta. Na Figura 4.6 e 4.7, estão apresentadas as três situações analisadas correspondentes ao osso esponjoso. Estas figuras pretendem analisar a transferência de carga através das deformações principais máximas, Figura 4.6, e mínimas, Figura 4.7.

No que toca às deformações principais máximas, Figura 4.6, é possível observar, no modelo nativo, um pico de deformação de 1000 $\mu strain$ na zona articular e valores na ordem dos 300-500 $\mu strain$ na zona palmar. Neste modelo, é verificado um gradiente relativamente simétrico no osso esponjoso da falange e do metacárpico. No modelo protésico não-osteointegrado verifica-se um gradiente um pouco diferente, tanto na zona articular como na zona de inserção do implante. Neste modelo verifica-se uma deformação máxima na ordem dos 1000 $\mu strain$ na zona articular da falange, sendo que os resto dos valores, nesta zona, se encontram na ordem dos 500-600 $\mu strain$. Ainda neste modelo, é possível visualizar uma zona de 400 $\mu strain$ na extremidade da haste, agora no metacárpico. Relativamente ao modelo protésico osteointegrado são observados, na zona articular da falange, valores na ordem dos 200 $\mu strain$ na zona interna onde foi inserido o implante e valores de 300-400 $\mu strain$ na zona onde este assenta. Neste modelo, é verificado um valor de 600-700 $\mu strain$ na zona da extremidade da haste. Assim, é possível referir que existe uma mudança de gradiente nos modelos protésicos relativamente ao modelo nativo. Esta mudança é mais acentuada na zona articular da falange e na zona da extremidade da haste no metacárpico. O modelo não-osteointegrado apresenta valores superiores ao modelo nativo, com uma diferença de 100 $\mu strain$, enquanto que no modelo não-osteointegrado é possível observar zonas com menos 100 $\mu strain$ relativamente ao modelo nativo. Na zona da extremidade da haste é verificado um aumento de 200 $\mu strain$ no modelo não-osteointegrado e um aumento de 500 $\mu strain$ no modelo osteointegrado, comparado com o valor do modelo nativo para esta zona.

Relativamente às deformações mínimas, Figura 4.7, é possível verificar, no modelo nativo, um valor máximo de -2000 $\mu strain$ na zona articular. Ainda nesta zona são observados valores na ordem dos -400 $\mu strain$ na zona palmar e -100 na zona dorsal. No modelo protésico não-osteointegrado o valor de maior deformação principal mínima é encontrado na zona articular da falange, -1600 $\mu strain$, apresentando o metacárpico, nesta mesma zona, valores na ordem dos -300 $\mu strain$. Ainda neste modelo, é possível retirar um valor de -300 $\mu strain$ para a zona da extremidade da haste no metacárpico. Para o modelo protésico osteointegrado, o pico de deformação é de -1560 $\mu strain$ na zona articular da falange, pelo que, nesta mesma zona, valores de -680 $\mu strain$ são também encontrados interiormente. Neste modelo, é também verificado um valor superior a -1000

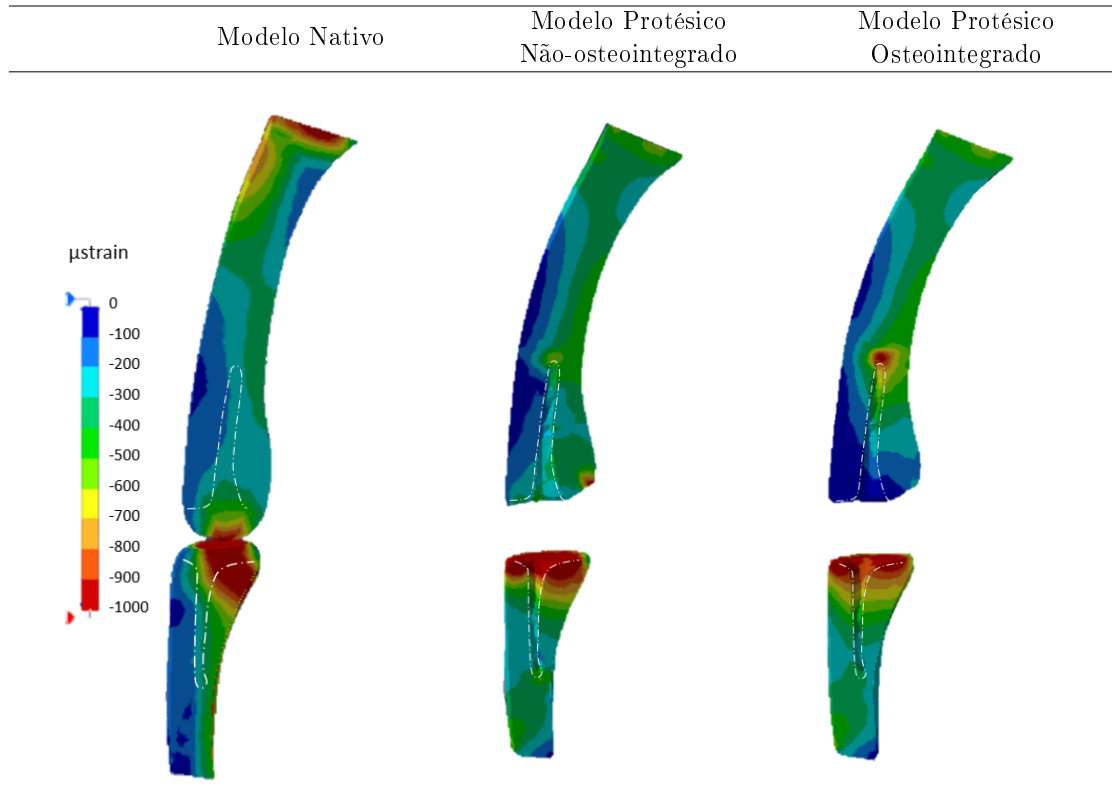
Tabela 4.6: Resultados numéricos das deformações principais máximas correspondentes ao osso esponjoso no caso de carga 1.



$\mu strain$ na zona da haste do implante proximal.

De um ponto de vista global, é possível verificar que a mudança de gradiente comparativamente ao modelo nativo é evidente tanto no modelo não-osteointegrado como no modelo osteointegrado. O modelo não-osteointegrado apresenta um aumento das deformações em toda a zona articular e não apenas na zona de contato, o que é verificado para o modelo nativo. No modelo protésico osteointegrado é verificado não só um aumento de 800 $\mu strain$ na zona da extremidade da haste do implante proximal, mas também uma diminuição de deformação na zona articular interior de 200 $\mu strain$.

Tabela 4.7: Resultados numéricos das deformações principais mínimas correspondentes ao osso esponjoso no caso de carga 1.

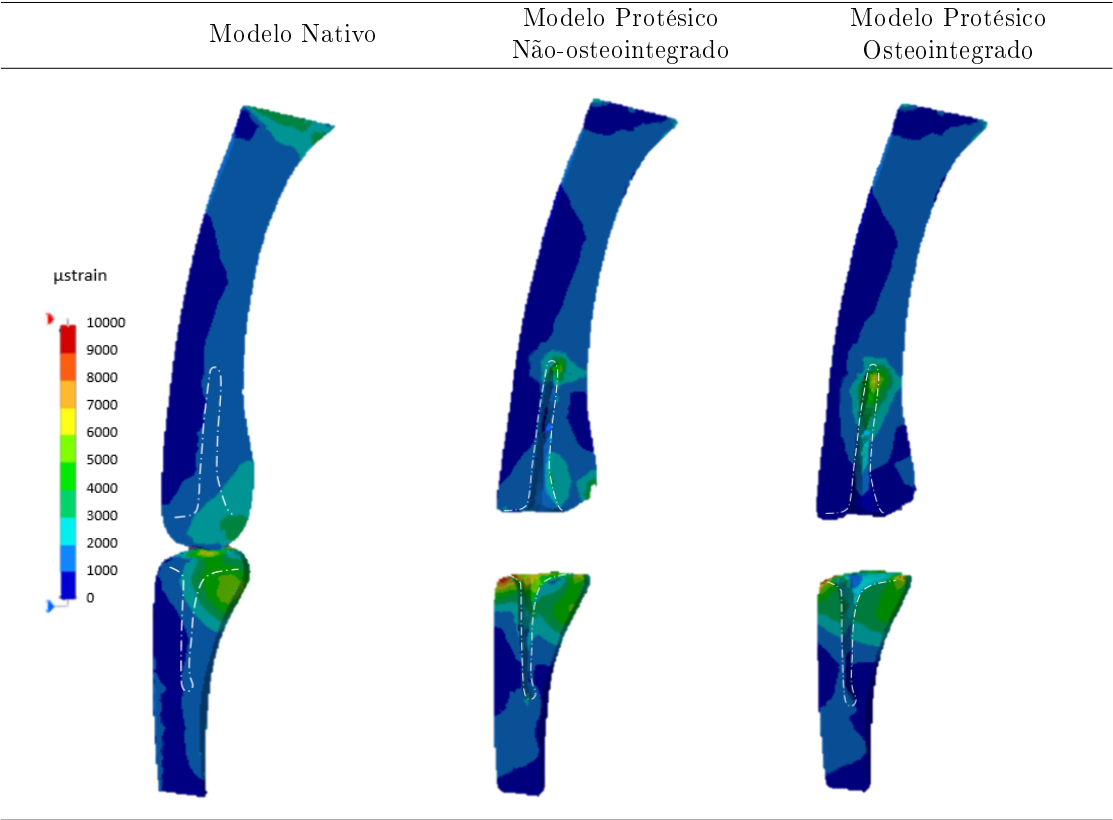


Caso de carga 3 - Segurar Peso 200N

As deformações principais máximas e mínimas, para o caso de carga 3, estão presentes nas Figuras 4.8 e 4.9, respetivamente. Para este caso, é possível observar na Figura 4.8 as deformações principais para o modelo nativo. Neste modelo, é verificado um valor de deformação de $5000 \mu strain$ na zona articular na falange proximal. Ainda neste modelo são encontrados valores na ordem dos $1000 \mu strain$ na zona palmar e valores na ordem dos $600-800 \mu strain$ na zona dorsal do metacárpico e da falange. Neste modelo, é observado um gradiente semelhante tanto na falange como no metacárpico. No modelo protésico não-osteointegrado, são encontrados valores máximos na ordem dos $6000 \mu strain$ na zona articular na falange, enquanto que os restantes valores, nesta zona, se encontram na ordem de $3000-5000 \mu strain$. No metacárpico, são encontrados valores entre $1000-2000 \mu strain$ na zona articular e valores de $5000 \mu strain$ na zona da extremidade da haste. No que diz respeito ao modelo protésico osteointegrado, são encontrados valores de $10300 \mu strain$ na zona articular exterior e valores de $2000 \mu strain$ na zona articular interior. Neste modelo, é também verificado um valor de $5000 \mu strain$ na zona da haste do implante proximal. Estes três modelos apresentam gradientes diferentes. No modelo não-osteointegrado, o gradiente, comparativamente ao modelo nativo, apresenta picos de deformação em zonas distintas, nomeadamente na zona articular e na zona da haste do componente proximal. Neste modelo, as deformações têm um aumento de $1000-3000 \mu strain$. Relativamente ao modelo osteointegrado, este apresenta uma diminuição de

3000 $\mu strain$ na zona articular interior.

Tabela 4.8: Resultados numéricos das deformações principais máximas correspondentes ao osso esponjoso no caso de carga 3.

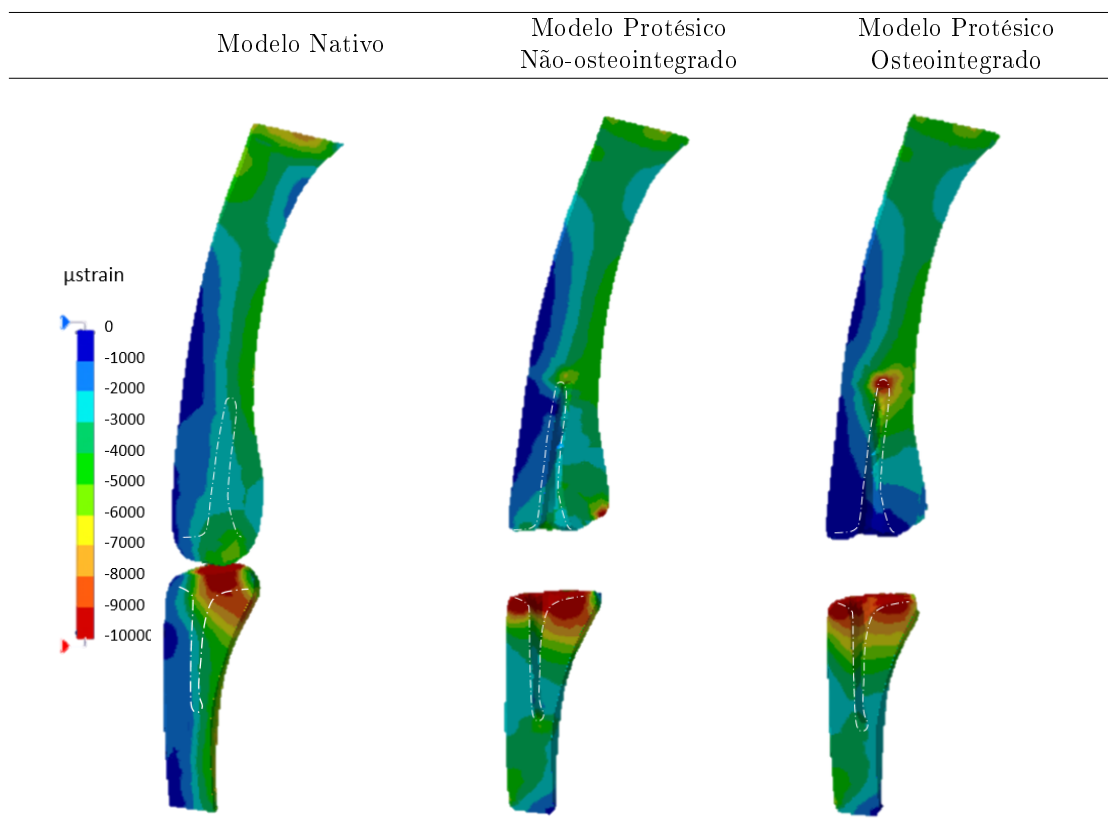


Já no que diz respeito às deformações mínimas, Figura 4.9, estas apresentam também comportamentos diferentes nos três modelos. No modelo nativo, encontra-se um pico de deformação na ordem dos -12000 $\mu strain$ na zona articular na falange, onde também existem valores de -8000 $\mu strain$. Neste modelo, é possível observar um gradiente semelhante na falange e no metacárpico, apresentado valores de -3000 $\mu strain$ na zona palmar e valores de -1000 $\mu strain$ na zona dorsal. No modelo protésico não-osteointegrado, a zona de maiores deformações é, também, a zona articular, sendo que na falange são encontrados valores na ordem dos -15000 $\mu strain$. Ainda neste modelo, é obtido um valor de -4000 $\mu strain$ na zona da extremidade da haste no metacárpico. Relativamente ao modelo osteointegrado, são verificados picos de deformação na zona articular, com um valor de -11000 $\mu strain$ e, na zona da haste do componente proximal, com um valor de -10700 $\mu strain$. Neste modelo é também encontrado um valor de -8000 $\mu strain$ na zona interior articular.

Os gradientes dos modelos protésicos apresentam diferenças bastante visíveis quando comparados com o gradiente do modelo nativo. Neste, é encontrado um gradiente quase simétrico, o que não prevalece nos modelos protésicos. No modelo protésico não-osteointegrado é encontrado um aumento de aproximadamente 1000 $\mu strain$ na zona articular. Já no modelo osteointegrado é verificada uma diminuição de 1000 $\mu strain$ na zona articular interior e um aumento de 5000 $\mu strain$ na zona da haste do componente

proximal. Estas variações tomam como termo de comparação o modelo nativo.

Tabela 4.9: Resultados numéricos das deformações principais mínimas correspondentes ao osso esponjoso no caso de carga 3.



Caso de carga 4 - Tocar Plano

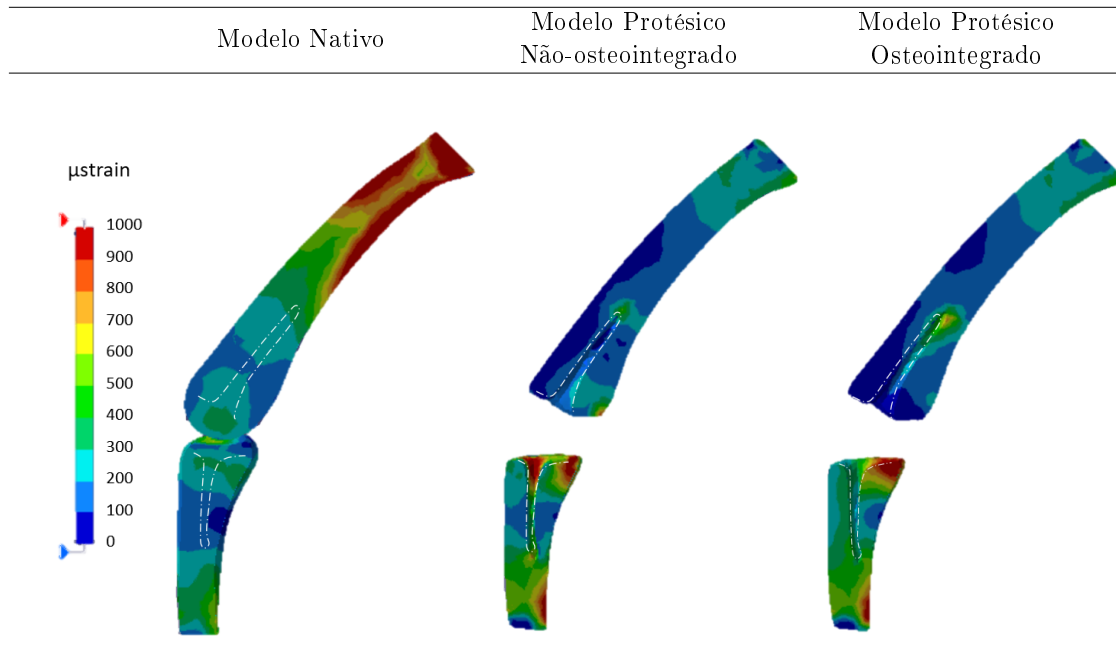
No caso de carga 4, as deformações máximas e mínimas podem-se observar nas Figuras 4.10 e 4.11.

As deformações máximas, Figura 4.10, no modelo nativo apresentam valores na ordem dos 300-600 $\mu strain$ na zona articular. Nestes modelos, é possível observar um gradiente idêntico na falange proximal e no metacárpico. Já no toca ao modelo protésico não-osteointegrado, é verificado um pico de deformação na zona articular da falange de 1200-1500 $\mu strain$, mais propriamente na zona interior e na zona palmar. Ainda neste modelo, é possível visualizar um valor de 400 $\mu strain$ na zona das hastes de ambos os implantes. No modelo osteointegrado, o pico de deformação localiza-se apenas na zona articular palmar, com um valor de 1120 $\mu strain$, pelo que, na zona articular interior, são encontrados valores na ordem dos 500 $\mu strain$. Neste modelo, são também encontrados valores de 900 $\mu strain$ na extremidade da haste do componente proximal.

De um modo geral, é possível verificar uma alteração de gradiente tanto no modelo protésico não-osteointegrado como no modelo protésico osteointegrado, comparativamente ao gradiente simétrico do modelo nativo. No modelo não-osteointegrado, é verificado um aumento de aproximadamente 900 $\mu strain$ na zona articular. Já no mo-

delo osteointegrado, é possível verificar uma diminuição de cerca de $100 \mu strain$ na zona articular interior.

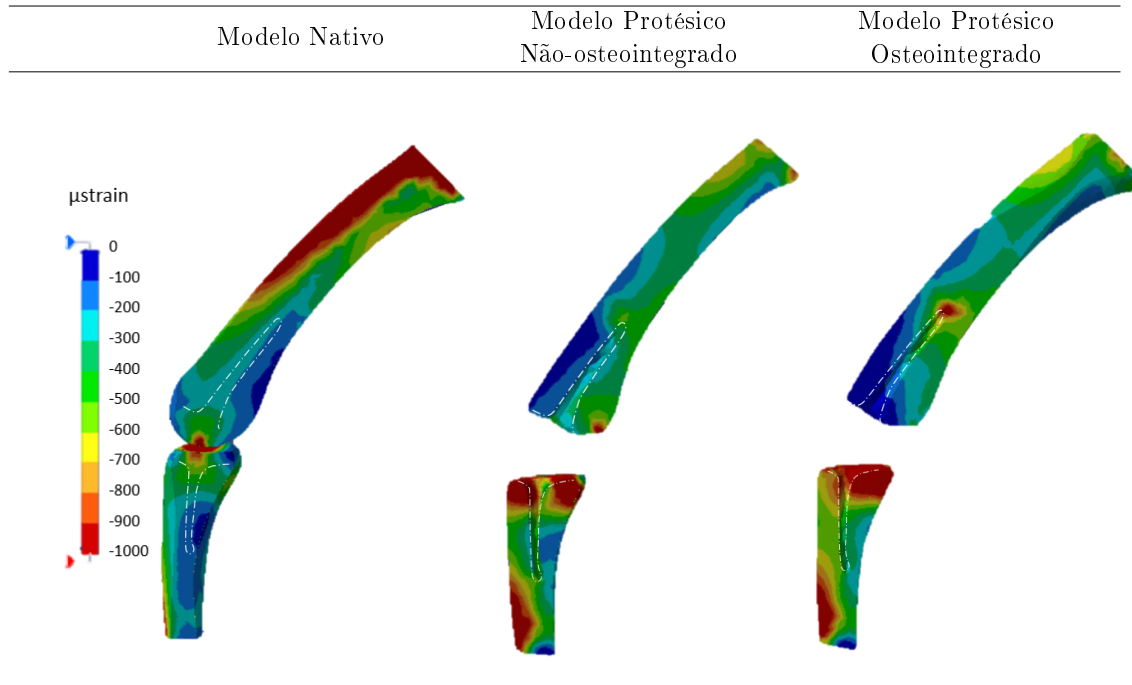
Tabela 4.10: Resultados numéricos das deformações principais máximas correspondentes ao osso esponjoso no caso de carga 4.



Relativamente às deformações mínimas, presentes na Figura 4.11, é possível observar que, no modelo nativo, a zona de elevada deformação é a zona articular com um valor de $-1460 \mu strain$ no contacto entre os ossos, encontrando-se, à medida que nos afastamos da articulação, valores na ordem dos $-400 \mu strain$, tanto no metacárpico como na falange. No modelo não-osteointegrado, são encontrados valores de $-1430 \mu strain$, localizados nas zonas articulares da falange onde o implante assenta. Neste modelo, o metacárpico apresenta valores na ordem dos $-300 \mu strain$, na zona articular palmar, e valores de $-120 \mu strain$ na zona articular dorsal. O modelo osteointegrado apresenta um pico de deformação com um valor de $-2300 \mu strain$, na zona articular palmar, e um pico na zona da haste do componente proximal, no metacárpico, com um valor de $-1050 \mu strain$.

Nestes modelos, é encontrado um aumento de cerca de $1000 \mu strain$ no modelo não-osteointegrado, comparando-o com o modelo nativo. Já no que toca ao modelo osteointegrado é verificado um aumento superior a $1000 \mu strain$ na zona da haste do implante no metacárpico. Estes modelos protésicos apresentam gradientes diferentes do modelo nativo, tanto na zona articular como na zona das haste dos implantes.

Tabela 4.11: Resultados numéricos das deformações principais mínimas correspondentes ao osso esponjoso no caso de carga 4.

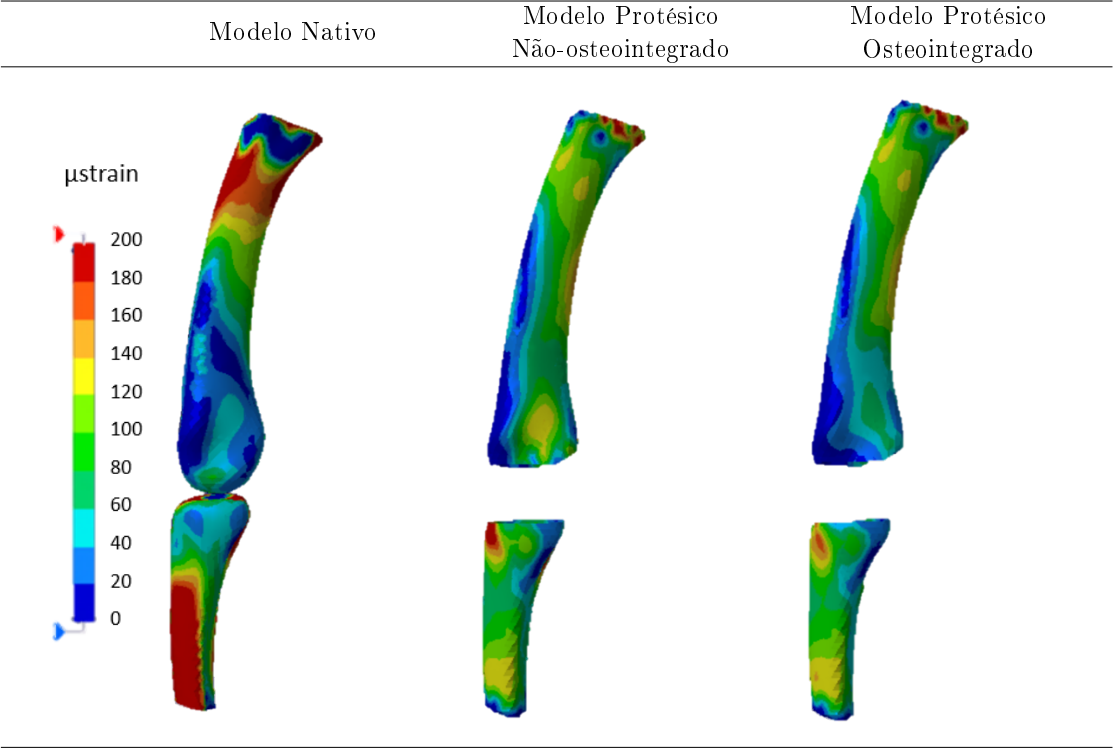


4.3.2 Deformações no Osso Cortical

Caso de carga 1 - Segurar Caneta

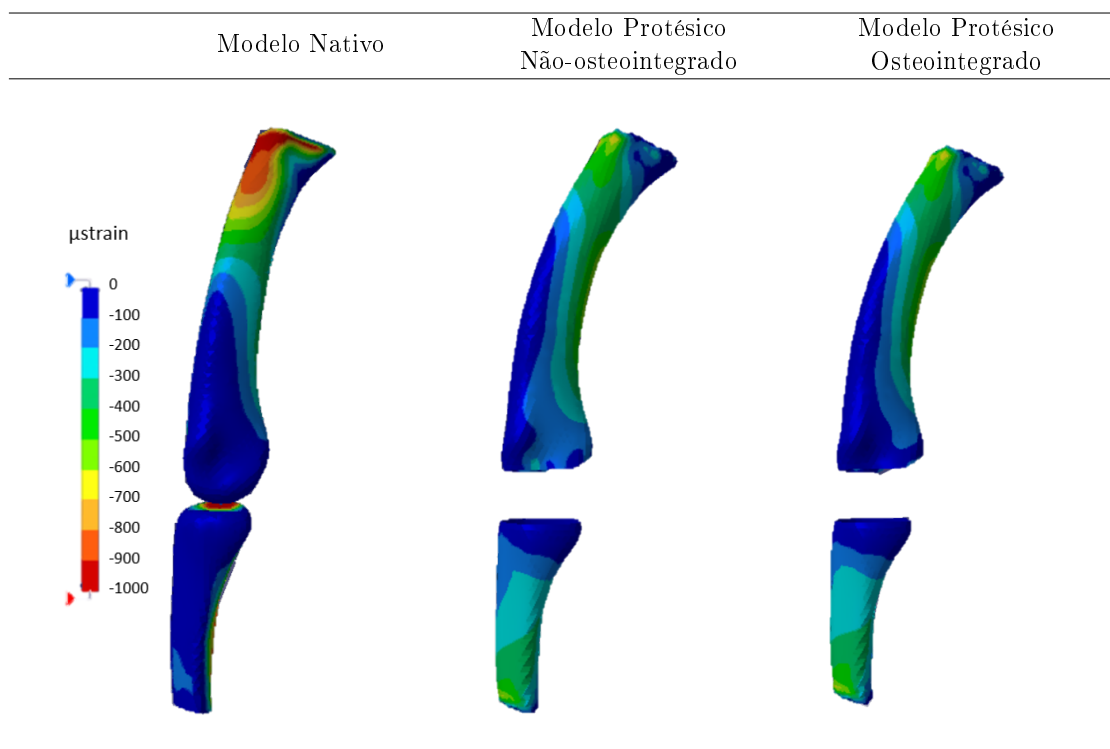
Na Figura 4.12 está representado o campo de deformações para o osso cortical no caso de carga 1. No modelo nativo, a deformação mais elevada encontra-se na zona de contacto com um valor de 300-400 $\mu strain$. Na zona articular, ainda neste modelo, é possível encontrar valores na ordem dos 50 - 70 $\mu strain$. No que diz respeito ao modelo não-osteointegrado, é possível encontrar um pico de deformação com um valor de 230 $\mu strain$ na zona articular, mais propriamente na zona dorsal da falange. Ainda neste modelo, é possível encontrar valores na ordem dos 70 $\mu strain$ na zona articular do metacárpico. Já no modelo osteointegrado, são encontrados valores na ordem dos 100 - 160 $\mu strain$ na zona articular dorsal da falange, enquanto no metacárpico são encontrados valores entre 20 - 70 $\mu strain$ na zona articular. Assim, pode-se constatar que existiu um aumento de aproximadamente de 170 $\mu strain$ no modelo protésico não-osteointegrado, comparando-o com o modelo nativo. No modelo osteointegrado, este apresenta um aumento de 110 $\mu strain$, relativamente ao nativo. Os modelos protésicos apresentam, também, um gradiente diferente do modelo nativo.

Tabela 4.12: Resultados numéricos das deformações principais máximas correspondentes ao osso cortical no caso de carga 1.



Relativamente às deformações principais mínimas, presentes na Figura 4.13, pode-se verificar um pico de deformação no modelo nativo, com um valor de $-2030 \mu strain$, na zona de contacto, verificando-se uma uniformidade, -40 a $-80 \mu strain$, nas restantes zonas. No modelo não-osteointegrado, os valores encontram-se na ordem dos -20 a $-40 \mu strain$ na zona articular, tanto para a falange proximal como para o metacárpico. No que diz respeito ao modelo osteointegrado, este apresenta valores na ordem dos $-20 \mu strain$ na zona articular. Perante estes valores de deformações mínimas, é possível afirmar que tanto o modelo protésico não-osteointegrado como o modelo protésico osteointegrado apresentam um gradiente diferente do modelo nativo, sendo que, na zona articular, existe uma diminuição na ordem dos $20 - 40 \mu strain$.

Tabela 4.13: Resultados numéricos das deformações principais mínimas correspondentes ao osso cortical no caso de carga 1.

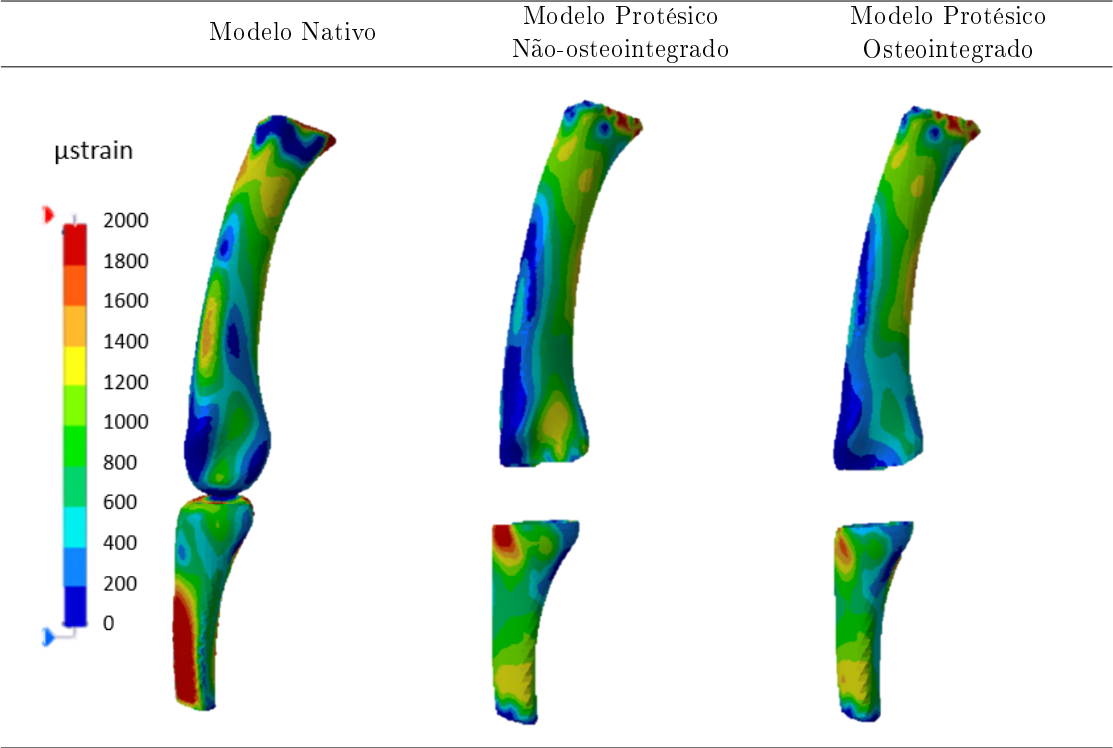


Caso de carga 3 - Segurar Peso 200N

Para o caso de carga 3, são apresentadas as deformações principais máximas e mínimas nas Figuras 4.14 e 4.15, respetivamente. Através da análise das deformações máximas da Figura 4.14, é possível observar que, no modelo nativo, encontra-se um valor mais elevado de deformação na ordem dos $2280 \mu strain$, na zona de contacto osso-osso. Ainda neste modelo, encontram-se valores de $1300 \mu strain$, na zona dorsal, e $700 \mu strain$, na zona palmar da falange na zona articular. No modelo protésico não-osteointegrado, é encontrado um pico de deformação com um valor de $2380 \mu strain$ na zona dorsal da zona articular da falange, apresentando a zona palmar, desta mesma zona, um valor de $200 \mu strain$. Relativamente ao modelo protésico osteointegrado é encontrado, na zona articular dorsal, um valor de $1700 \mu strain$.

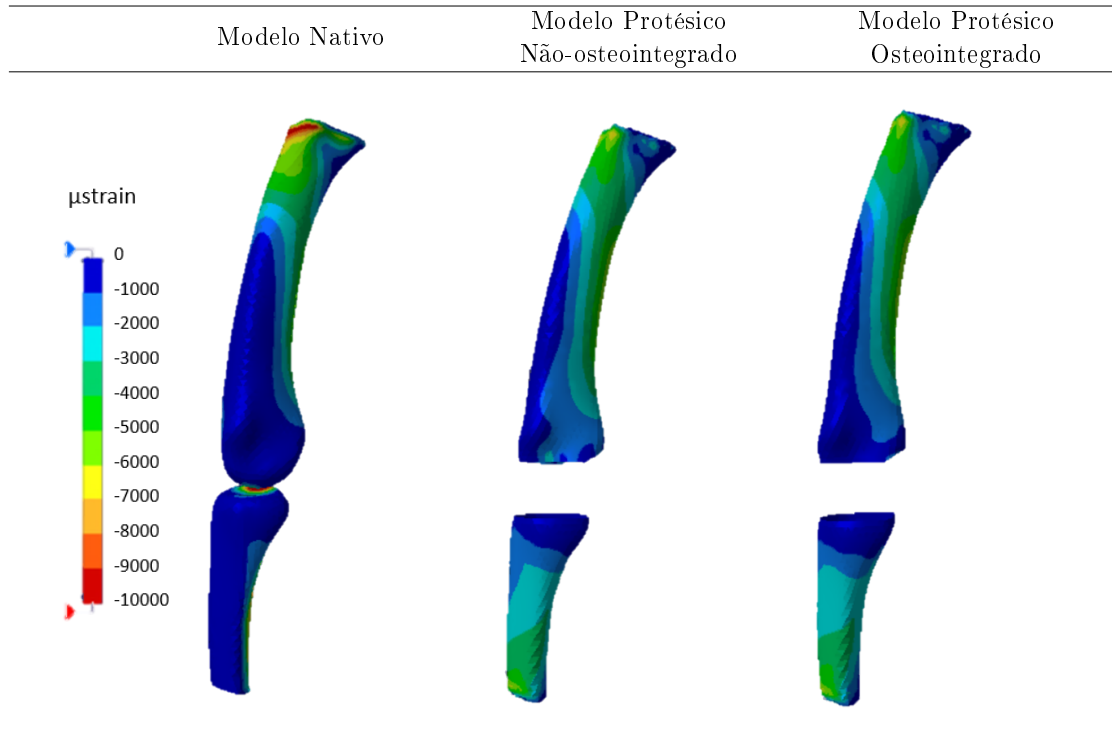
Nestes modelos, encontram-se alterações nos modelos protésicos relativamente ao modelo nativo, o que é verificado pelo aumento de deformação na zona dorsal da zona articular nos dois modelos referidos.

Tabela 4.14: Resultados numéricos das deformações principais máximas correspondentes ao osso cortical no caso de carga 3.



Observando as deformações principais mínimas da Figura 4.15, verifica-se um pico de deformação no modelo nativo com um valor de $-12000\ \mu strain$ na zona de contacto. Neste modelo, as restantes zonas da zona articular encontram-se bastante uniformes, com valores na ordem dos $-1000\ \mu strain$. No modelo não-osteointegrado, os valores obtidos foram na ordem dos $-500\ \mu strain$, enquanto que para o modelo osteointegrado se encontram valores de $-400\ \mu strain$. Aqui, é possível verificar que, na zona articular dos modelos protésicos, ocorre uma diminuição de aproximadamente $100\ \mu strain$ relativamente ao modelo nativo.

Tabela 4.15: Resultados numéricos das deformações principais mínimas correspondentes ao osso cortical no caso de carga 3.



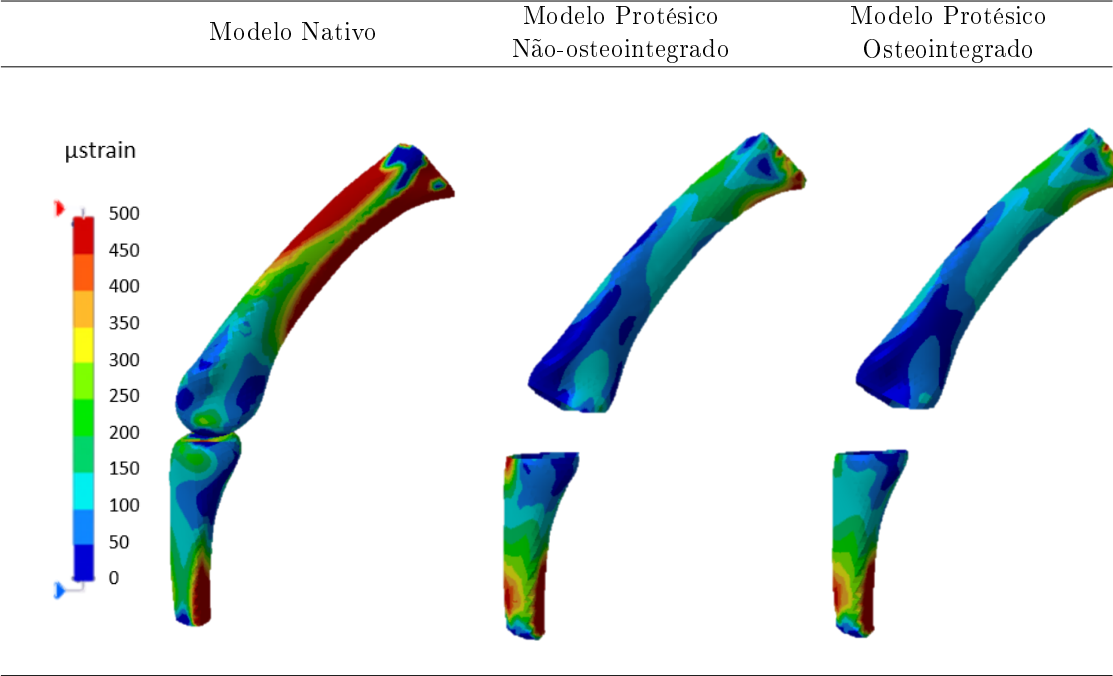
Caso de carga 4 - Tocar Piano

No caso de carga 4, os campos de deformações máximas e mínimas encontram-se representados nas Figuras 4.16 e 4.17, respetivamente. No modelo nativo, analisando as deformações principais máximas, é possível encontrar um valor na ordem dos $489 \mu strain$ na zona de contacto osso-osso, tendo as restantes regiões da zona articular valores na ordem do $60 - 100 \mu strain$. No que diz respeito ao modelo protésico não-osteointegrado, é encontrado um pico de deformação no dorso da zona articular com um valor de $500 \mu strain$ na falange. Neste modelo, na zona articular do metacárpico, são encontrados valores de $10 \mu strain$ para a zona dorsal e valores de $60 \mu strain$ para a zona palmar. Relativamente ao modelo protésico osteointegrado é possível encontrar um valor mais elevado de $200 \mu strain$ na zona articular dorsal.

Nestes modelos, pode-se verificar um aumento na zona articular de cerca de $400 \mu strain$ no modelo não-osteointegrado. No modelo osteointegrado, é verificado um aumento de $100 \mu strain$. Todos estes valores encontram-se comparados com o estado intacto da articulação, o modelo nativo. Estas alterações relacionadas com as deformações, alteram consequentemente o gradiente encontrado em cada modelo.

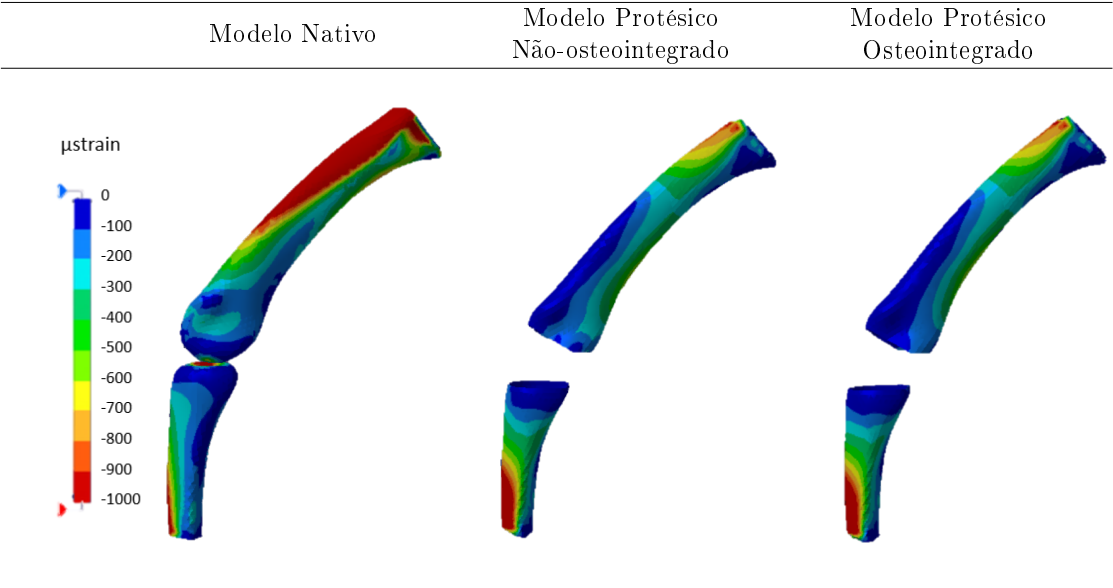
Observando a Figura 4.17, podem-se analisar as deformações principais mínimas. No modelo nativo, encontra-se um pico de deformação com o valor de $-1600 \mu strain$ na zona de contacto, sendo que, nas zonas em redor, os valores encontram-se na ordem de $-100 \mu strain$. O modelo não-osteointegrado apresenta, na zona articular, valores de $-20 \mu strain$. Relativamente ao modelo osteointegrado, este apresenta, também, valores na ordem dos $-20 \mu strain$. Uma diminuição de deformações de aproximadamente 80

Tabela 4.16: Resultados numéricos das deformações principais máximas correspondentes ao osso cortical no caso de carga 4.



$\mu strain$ é assim verificada, comparando os modelos protésicos com o modelo nativo, principalmente na zona articular.

Tabela 4.17: Resultados numéricos das deformações principais mínimas correspondentes ao osso cortical no caso de carga 4.



4.3.3 Tensões no Implante

O implante em estudo é composto por dois componentes constituídos por materiais distintos. No caso do componente proximal, trata-se de um material designado como Cromo-Cobalto, CoCr, cuja tensão limite de fadiga é na ordem dos 290MPa.[28] Relativamente ao componente distal, este é composto por Polietileno de ultra alta densidade com uma tensão limite de fadiga na ordem dos 31MPa.[35]

Nesta secção é analisada a tensão de Von Mises para os dois modelos protésicos, o modelo protésico não-osteointegrado e o modelo protésico osteointegrado. Esta tensão é assim avaliada nos dois componentes do implante em MPa($\times 10^6$ Pa).

Caso de carga 1

No caso de carga 1, segurar uma caneta, foi aplicada uma força de 20N e um ângulo de 10° ao modelo. Estas condições tiveram implicações no implante em estudo. No modelo não-osteointegrado verifica-se um valor de tensão de 2,61MPa na haste no componente proximal, enquanto que na interface implante-implante é obtido um valor de 3,1MPa. Como é possível observar, no modelo osteointegrado, as tensões aumentaram, obtendo-se valores na ordem dos 8MPa na extremidade da cabeça do implante proximal e 2,78MPa na haste deste.

Caso de carga 3

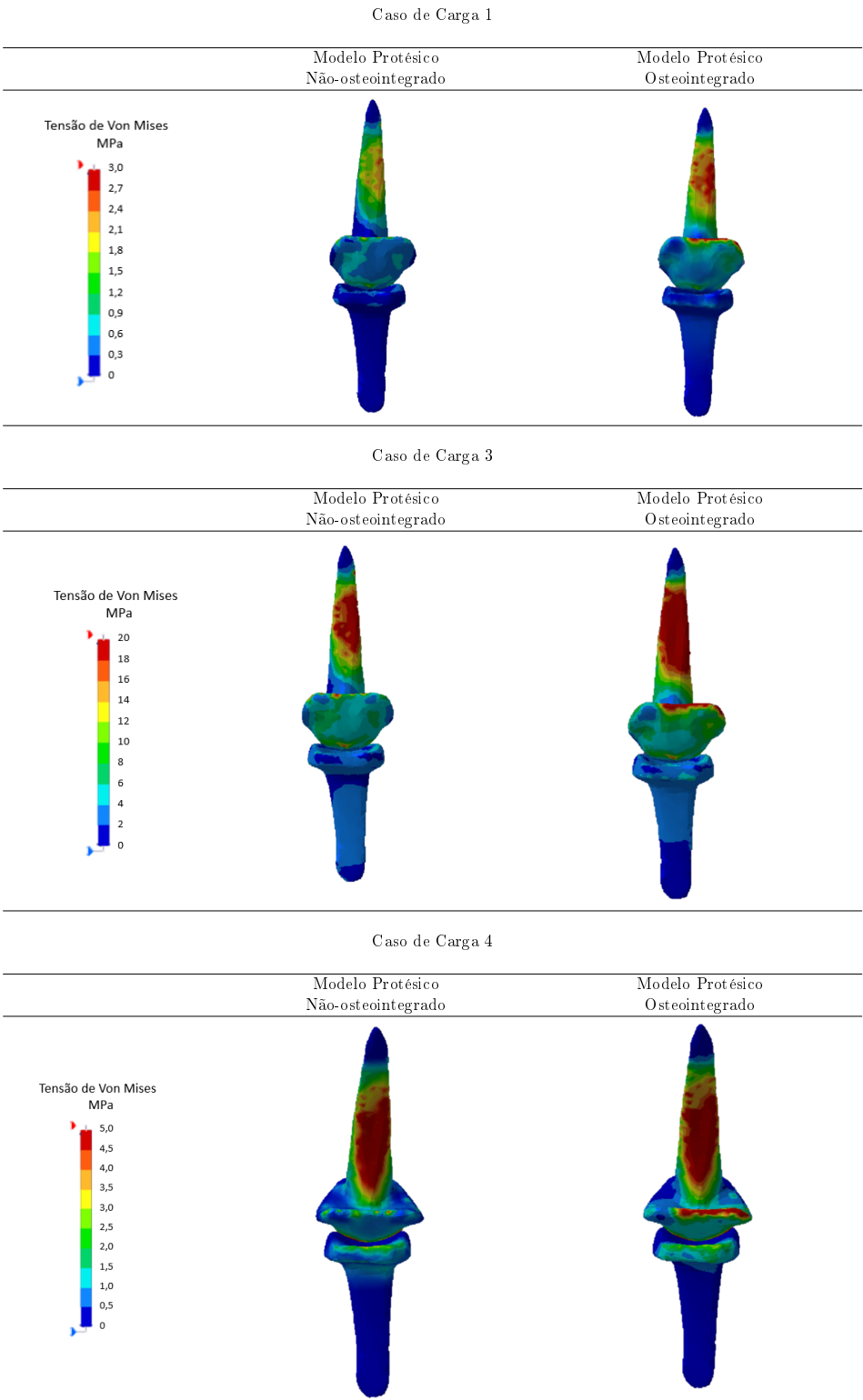
No caso de carga 3, segurar um peso de 20kg, os implantes apresentam elevados níveis de tensão na haste do implante proximal. Isto é verificado para os dois modelos aqui em estudo. No modelo não-osteointegrado, é obtido um valor máximo de 26,1MPa na haste e 9,51MPa na interface implante-implante. No que diz respeito ao modelo osteointegrado, o valor mais elevado encontrado na haste é de 32MPa, obtendo também um valor de 24MPa na extremidade palmar da cabeça do implante proximal e um valor de 9MPa na interface entre implantes.

Caso de carga 4

Os modelos do implante no caso de carga 4, onde a atividade é tocar piano, apresentam, à semelhança dos anteriores, um pico de tensões na haste do componente proximal. Este pico é representado por um valor na ordem dos 8MPa no modelo não-osteointegrado e por 5MPa no modelo osteointegrado. A par destes valores é também verificado, no modelo não-osteointegrado, um valor de 4MPa na interface entre implantes. Na mesma localização, mas no segundo modelo, é também verificado um valor na ordem dos 5MPa, na interface entre o implante proximal e distal, e um valor de 3MPa na zona palmar da cabeça do implante inserido no metacárpico. As imagens representativas de todos os

valores de tensão encontram-se presentes na Figura 4.18. Estas imagens correspondem ao caso de carga 1,3 e 4, respetivamente.

Tabela 4.18: Tensões de Von Mises presente no implante para os dos modelos protésicos.



4.3.4 Micromovimentos implante-osso

Nesta fase, foi realizado um estudo dos micromovimentos na interface implante-osso. Esta análise tem o objetivo principal de avaliar a estabilidade existente, nesta zona, no modelo não-osteointegrado.

Os micromovimentos foram analisados para os três casos de carga, em toda a zona na interface em estudo para posteriormente verificar a ocorrência de osteointegração, ou seja, a adesão do osso à superfície do implante em questão.

Caso de carga 1 - Segurar Caneta

De um modo geral, para o caso de carga 1, é verificado um deslocamento da zona distal para a zona proximal tanto da falange proximal como do metacárpico. Os micromovimentos, no metacárpico, variam desde 0,022mm a 0,042mm, valores superiores aos encontrados para a falange, como é possível observar na Figura 4.15. Relativamente à falange, existe uma variação deste 0,005mm a 0,015mm.

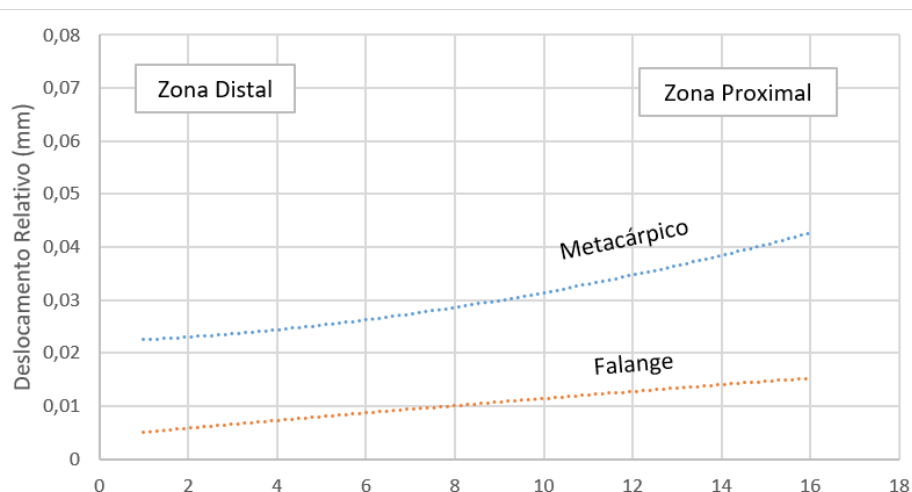


Figura 4.15: Movimentos na interface osso-implante para o caso de carga 1.

Caso de carga 3 - Segurar Peso 200N

Na Figura 4.16, estão apresentados os resultados para os micromovimentos no caso de carga 3. Estes resultados demonstram um aumento da zona distal para a zona proximal, onde o metacárpico se encontra entre valores de 0,2mm e 0,26mm, enquanto a falange se encontra entre valores de 0,9mm a 0,15mm. Os valores encontrados para o metacárpico são superiores ao da falange com uma diferença de 0,1mm.

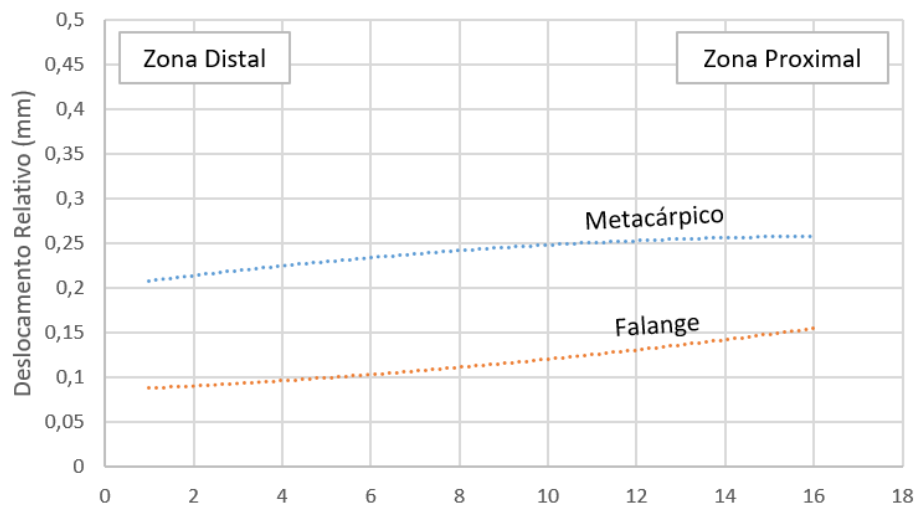


Figura 4.16: Movimentos na interface osso-implante para o caso de carga 3.

Caso de carga 4 - Tocar Piano

Os resultados para o caso estudo 4 estão apresentados na Figura 4.17, onde a azul estão representados os valores correspondentes ao metacárpico e a cor-de-laranja os correspondentes à falange. Nesta representação, é visível que os valores dos micromovimentos para o metacárpico não têm uma variação significativa, andando na ordem de 0,1mm. No que diz respeito à falange, os micromovimentos variam de 0mm a 0,3mm, valores inferiores ao encontrados para o metacárpico.

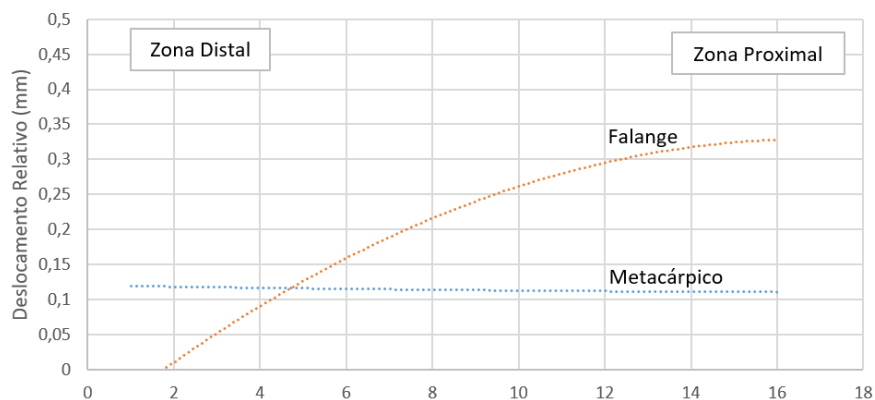


Figura 4.17: Movimentos na interface osso-implante para o caso de carga 4.

4.4 Discussão

Os modelos numéricos utilizados abrangem três situações: modelo nativo, representativo da articulação intacta e natural, o modelo protésico não-osteointegrado, situação após a introdução de um implante para substituir a articulação (artroplastia) e um modelo protésico osteointegrado, situação a longo prazo. Nestes modelos, foram utilizadas condições apropriadas, desde condições de fronteira a condições de contacto, tudo para fazer uma aproximação à articulação metacarpo-falângica real.

Para estudar estas três situações, foram analisadas cinco atividades diárias onde a mão é um elemento essencial. Destas cinco actividades, foram apenas apresentadas, nos resultados, três: segurar uma caneta - caso de carga 1, associada a uma força de 20N e um ângulo de 10° ; segurar um peso - caso de carga 3, força de 200N e um ângulo de 10° e tocar piano - caso de carga 4, força de 20N e um ângulo de 40° .

De modo a estudar a transferência de carga nas estruturas ósseas, foi analisado o comportamento através das deformações principais máximas e mínimas nas três situações para os três casos de carga escolhidos. Estes parâmetros foram analisados individualmente para o osso esponjoso e para o osso cortical.

Num modo geral, para o estudo do osso esponjoso, foram verificadas variações de deformações no modelo protésico não-osteointegrado e no modelo protésico osteointegrado, comparativamente com o modelo nativo. Os valores de maior deformação foram encontrados para o caso de carga 3, caso que exerce a força mais elevada. Neste caso, as deformações principais máximas e mínimas subiram, em módulo, cerca de 1 000 $\mu strain$, do modelo nativo para o não-osteointegrado, existindo uma diminuição na ordem 1 000 $\mu strain$ do modelo nativo para o modelo osteointegrado na zona articular em contacto com o implante. Nos dois primeiros casos de carga, foi então verificada uma zona crítica correspondente à zona proximal da falange onde o implante assenta, facto verificado para o modelo a curto e a longo prazo, não-osteointegrado e osteointegrado. No modelo a longo prazo, existe, também, uma zona crítica correspondente à zona da extremidade da haste do componente proximal do implante. Estas condições verificam-se tanto para as deformações principais máximas como para as mínimas mas, no entanto, as deformações mínimas tendem a ter gamas superiores, apesar do aumento/diminuição ser o mesmo. Relativamente ao caso de carga 4 pode-se referir que, comparativamente aos outros casos, este apresenta zonas de máximas deformações diferentes, ou seja, apesar de manterem a zona da falange proximal com elevadas deformações no modelo não-osteointegrado, é também verificado um pico de deformação na ordem dos 1 000 $\mu strain$ na zona palmar da falange, devido à elevada inclinação dada neste caso de carga. Os casos de carga 1 e 4 revelam, comparativamente ao caso de carga 3, menor amplitude de deformação, o que leva a uma diferença entre os modelos menor.

A comparação entre os vários casos de carga e as suas respetivas deformações permite assim estudar a transferência de carga nas estruturas ósseas, neste caso, do osso esponjoso. Esta transferência de carga traduz-se na mudança de gradiente, verificada nos modelos protésicos comparados com o modelo nativo. O modelo nativo apresenta um gradiente quase simétrico, demonstrando a boa transferência de carga. No que diz respeito aos modelos protésicos, a introdução do implante vem alterar todo o gradiente e, por isso, a transferência de carga existente no osso, mais visível no osso esponjoso.

Assim, perante esta análise, é possível afirmar que o aumento localizado das deformações nas zonas críticas pode ser levar a um potencial risco de falência do osso esponjoso

por sobrecarga ou efeito de fadiga. Este facto comprova que o osso esponjoso, osso em contacto com o implante, é a estrutura óssea mais propícia a esmagamento/fratura, após uma artroplastia. Com estas afirmações, é de todo aconselhável que, após uma artroplastia, não seja exercida qualquer atividade que ponha em causa o osso em contacto com o implante. Dos três casos de carga é possível referir que o segundo e o terceiro são situações que levam a deformações maiores, um pela elevada força nele aplicada e outro pela inclinação dada ao metacárpico, pelo o que não são indicados para pacientes que realizaram uma artroplastia.

Por outro lado, é importante referir a diminuição encontrada no modelo não-osteointegrado na zona articular, verificada nos três casos de carga. Esta diminuição de deformação pode conduzir ao efeito de *stress-shielding*, afetando assim o processo de remodelação óssea, que pode levar, a longo prazo, a um risco de perda de densidade óssea nestas regiões. Quando a carga no osso é reduzida, a massa óssea é reabsorvida, o que irá provocar uma diminuição da rigidez no osso, levando à diminuição da carga transferida. Uma vez que a capacidade de suportar carga é diretamente proporcional à rigidez, isto leva à redução de massa óssea já mencionada. [28]

No que diz respeito ao osso cortical, é verificada uma certa uniformidade, o que é de todo aceitável uma vez que esta superfície não se encontra em contacto com o implante em estudo. Aqui, é possível observar um pico de deformação no modelo nativo nos três casos de carga, principalmente na zona em contacto da articulação. No entanto, relativamente, aos casos protésicos, é verificada uma diminuição das deformações na zona articular. O osso cortical não é, comparado com o osso esponjoso, um dos focos em atenção neste tipo de estudos.

Um outro parâmetro a ser avaliado, foi a tensão de Von Mises no implante, para os modelos não-osteointegrado e osteointegrado. Esta tensão permite verificar se existe a possibilidade de fratura por fadiga do próprio implante. Os materiais do implante são dois, cromo-cobalto para o componente proximal e polietileno de ultra alta densidade para o componente distal. Perante estes números, é possível então verificar se os valores obtidos nas simulações se encontram muito longe ou muito perto do valor crítico, neste caso o valor da tensão limite de fadiga. De um modo geral, verifica-se um aumento da tensão no modelo osteointegrado. Assim, o valor máximo encontrado para os três casos é, respetivamente, 8MPa, 32MPa e 8MPa, valores correspondentes ao componente proximal, que apresenta uma tensão limite de fadiga de 290MPa, o que comprova que, para estes casos, não existe risco de fratura por fadiga do componente proximal. No caso do componente de polietileno as tensões andam sempre na ordem dos 2MPa, também inferiores à tensão limite de fadiga do material em questão, 31MPa.

O último, mas não menos importante parâmetro, surge através da análise dos micromovimentos. Esta análise foi realizada para o modelo não-osteointegrado, permitindo assim verificar a existência de uma boa osteointegração nos casos em estudo. Os micromovimentos mais elevados encontram-se no metacárpico, chegando a valores de 0,042mm no caso 1, 0,26mm no caso 3 e 0,1mm no caso 4. No que toca à falange, são encontrados valores máximos para os três casos de 0,015mm, 0,15mm e 0,3mm. Assim, sabendo que para uma boa osteointegração os micromovimentos entre o implante e o osso devem situar-se ente $500\ \mu\text{m} = 0,05\text{mm}$ e $200\ \mu\text{m} = 0,2\text{mm}$ [28], podemos afirmar que apenas o primeiro caso de carga é propício a uma boa osteointegração, tendo os restantes casos deslocamento relativos provavelmente irrecuperáveis.

Capítulo 5

Modelos experimentais da articulação nativa e artroplástica

5.1 Introdução

Este capítulo, designado como modelos experimentais tem como foco principal recriar um modelo de ensaio da articulação metacarpo-falângica através dos modelos geométricos já construídos no capítulo anterior. Para isso, foram utilizados diversos materiais como espuma de poliuretano, resina epoxi e fibra de vidro para representar o osso esponjoso e osso cortical, respetivamente. Com os modelos criados, procedeu-se aos ensaios experimentais para os vários casos de estudos, utilizando equipamentos presentes no laboratório de biomecânica. À semelhança do modelo numérico, foram realizados ensaios tanto para o modelo nativo como o modelo protésico, sendo necessário efetuar uma cirurgia "in-vitro". Este tipo de cirurgia teve em atenção todos os passos do procedimento cirúrgico real, de forma a representar ao máximo uma artroplastia. Os cuidados a ter neste tipo de ensaios são enormes, uma vez que pode comprometer todo o trabalho realizado até ao momento, sendo este, um dos critérios para a escolha das forças e ângulos utilizados nos diferentes casos de estudo.

Os casos de estudo, usados para o modelo experimental, foram em tudo idênticos aos utilizados para o modelo numérico, de modo a realizar possíveis comparações. Perante estes casos, foram assim analisados certos parâmetros como as deformações principais, através da utilização de extensómetros nos modelos.

Aqui, são realizadas também as comparações e, consequentemente, a validação dos modelos numéricos. Este passo é muito relevante para toda a dissertação, pois permite um grau de credibilidade superior em todo o trabalho executado.

5.2 Materiais e Métodos

Uma vez prontos os modelos geométricos e, com vista a iniciar a construção do modelo experimental, foi realizado um código de CNC utilizando a componente CAM (*Computer Aided Manufacturing*) do *software CatiaV5* para, posteriormente, proceder-se à maquinação dos ossos em espuma de poliuretano, material que melhor representa o osso esponjoso. Este procedimento exigiu a utilização da máquina de CNC, Figura 5.1, existente nas oficinas do Departamento de Engenharia mecânica, e contou com a ajuda do

técnico Mestre António Festas do laboratório de Tecnologia Mecânica.

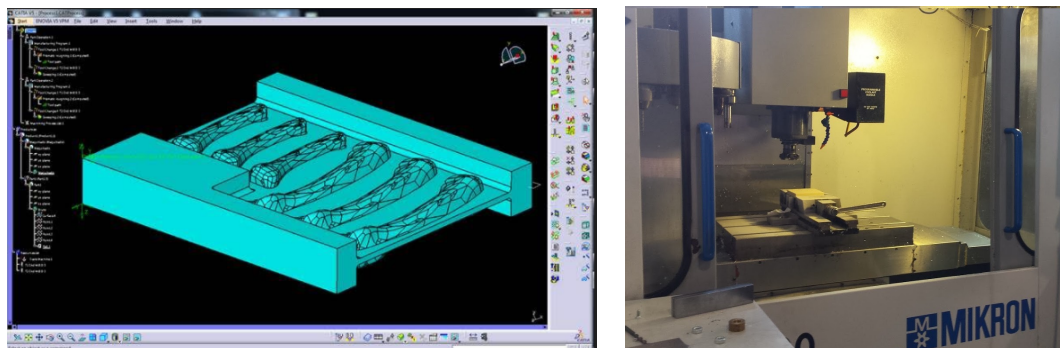


Figura 5.1: Processo inicial da maquinação do modelo experimental.

Este processo iniciou-se com um retângulo de espuma, representado na Figura 5.1, no qual foram maquiados 6 ossos, 3 representativos do metacárpico e 3 representativos da falange proximal. Embora tenha sido um processo demoroso e de bastante conhecimento técnico, tudo correu da melhor forma e os modelos foram obtidos com sucesso. Na Figura 5.2, estão representadas algumas etapas durante todo este processo.

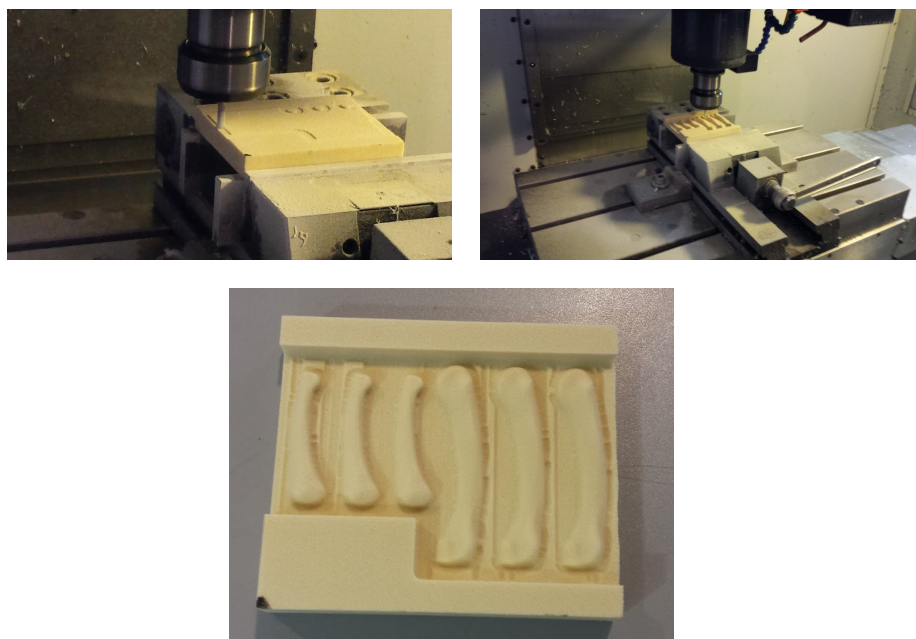


Figura 5.2: Maquinação dos modelos em espuma.

Após este procedimento, foi realizado um pouco de trabalho manual, como recortar e lixar. Tudo isto teve o objetivo de aperfeiçoar a forma do modelo maquiado à forma real do osso. Assim, com os modelos já aperfeiçoados, procedeu-se ao seu revestimento, ou seja, à formação do osso cortical, aqui representado por resina epoxi e fibra de vidro.

Numa etapa inicial, revestiram-se os modelos apenas com resina epoxi, de forma a que esta aderisse de forma correta à espuma sem a corroer. De seguida, deixando algum

tempo entre cada uma das camadas, juntou-se fibra de vidro, cortada aos bocadinhos, à resina epoxi, revestindo o modelo por mais duas vezes até chegar a uma espessura de aproximadamente 1,2mm. Uma vez que a resina epoxi solidifica rapidamente, foi necessário ter uma atenção reforçada neste etapa, de forma a que o revestimento representativo do osso cortical mantivesse uma espessura uniforme em todo o corpo do modelo. Uma vez bem solidificados, os modelos nativos encontraram-se prontos para as etapas seguintes, Figura 5.3.



Figura 5.3: Modelos nativos experimentais, metacárpico e falange proximal, repetitivamente.

Após os modelos experimentais prontos, procedeu-se então à realização dos ensaios para o modelo nativo. Estes ensaios envolveram três etapas principais:

- Colocação de extensómetros - procedimento com elevada importância, não só pelo o investimento realizado neste tipo de material, como pela sua sensibilidade e consequente facilidade em se danificarem.

No modelo como um todo, conjunto formado pelo dois ossos, foram aplicados seis extensómetros, um na zona dorsal, um na zona palmar e outro na zona lateral de cada osso, Figura 5.4. A colocação de cada extensómetro teve em atenção o local onde iria ser inserido o implante para, posteriormente, não haver necessidade de mudança de local e aumentar o risco de estrago. É importante referir também que foi necessário limar o local para a colocação dos extensómetros, de modo a que estes aderissem da melhor forma.

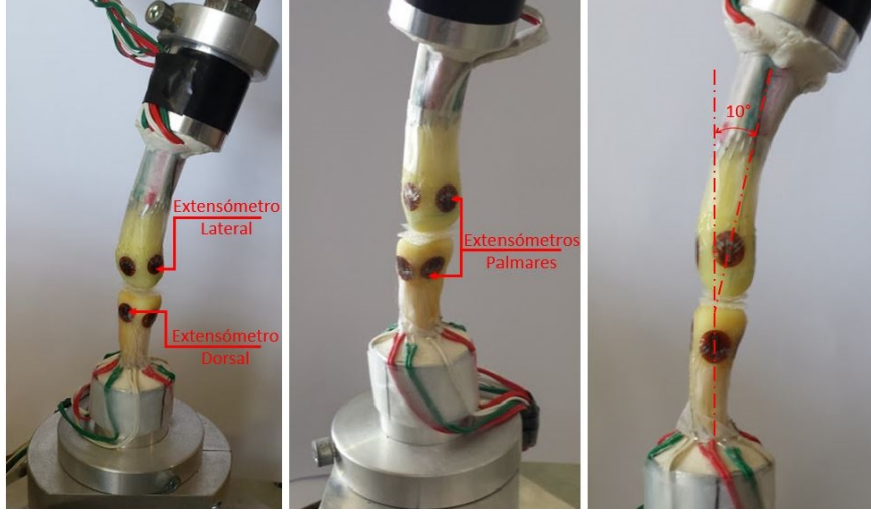
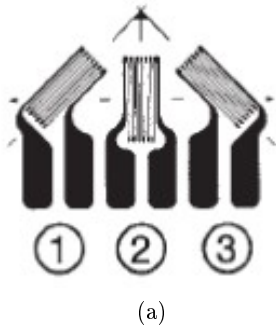


Figura 5.4: Extensómetros colocados em cada modelo de cada osso.

Os extensómetros consistem em rosetas tri-axiais, Figura 5.5 a), (KFG-2-120-D17-11L3M2S, Kyowaw Electronic Instruments Co., Ltd., Tokyo, Jpan) de onde se obtiveram, em cada extensómetro, 3 valores, que aplicando as fórmulas adequadas, Figura 5.5 b), originaram os valores de deformações principais máximas e mínimas.



$$\varepsilon_{P,Q} = \frac{\varepsilon_1 + \varepsilon_3}{2} \pm \frac{1}{\sqrt{2}} \sqrt{(\varepsilon_1 - \varepsilon_2)^2 + (\varepsilon_2 - \varepsilon_3)^2}$$

$$\theta = \frac{1}{2} \tan^{-1} \left(\frac{\varepsilon_1 - 2\varepsilon_2 + \varepsilon_3}{\varepsilon_1 - \varepsilon_3} \right)$$

(a)

(b)

Figura 5.5: Representação da roseta do extensómetro e da fórmula a utilizar.

- Fixação dos modelos - ambos os ossos, metacárpico e falange proximal, foram fixos a uma base de alumínio que, posteriormente, foi fixa à máquina de ensaios, *MoveHand*, presente no laboratório. Estes elementos de fixação visaram representar os cortes realizados no modelo numérico e o respetivo encaسته e restrições de movimento.
- Ensaios - com os modelos prontos, fixos e com instrumentos de medição adequados, extensómetros, seguiu-se a realização dos ensaios. Para isso, foi necessário estabelecer a ligação entre os extensómetros e o sistema de aquisição de dados PXI 1050 da *National Instruments*, que por sua vez estava conectado a um computador equipado com a aplicação *Lab View Signal Express*. Através desta aplicação, foi obtida uma ideia geral da gama de valores, o que de imediato deu *feedback* acerca

da existência, ou não, de repetibilidade nos 5 ensaios realizados para cada caso de carga. Na figura 5.6, estão representados os equipamentos utilizados.

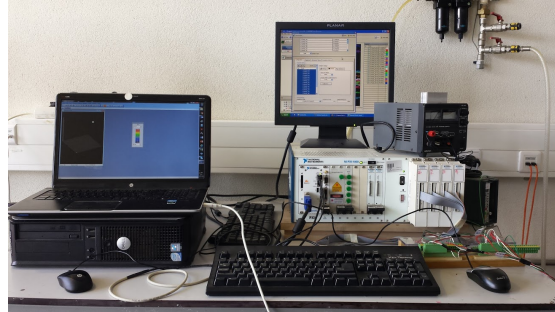


Figura 5.6: Equipamento utilizado para os ensaios.

Após este procedimento, foi apenas necessário posicionar os componentes na orientação correta e proceder-se à aplicação dos carregamentos corretos a cada caso de carga. É importante referir que todos os casos a estudar representaram atividades do dia-a-dia realizados pela mão, mais propriamente da articulação metacarpo-falângica.

A carga aplicada ao metacárpico, em cada ensaio, foi realizada por intermédio da haste do motor linear da máquina de ensaios, ligada a um controlador com diversos parâmetros a delinear. Após a aplicação da carga, para que os ensaios fossem realizados todos no mesmo ambiente, foi necessário aguardar a sua estabilização. De seguida, foi necessário retirar a carga e aguardar algum tempo até retomar o ensaio seguinte. Este procedimento foi repetido para todos os ensaios, intercalando com algumas calibrações dos extensómetros. Todos os ensaios realizados basearam-se nos casos de carga escolhidos anteriormente e as respetivas atividades, Tabela 5.1.

Tabela 5.1: Casos de carga escolhidos.

Caso de Carga	Ângulo	Força	Atividade
1	10°	20N	Segurar caneta
2		116N	Segura um peso
3		200N	Segurar um peso
4	40°	20N	Tocar piano
5		66N	Segurar um peso

Devido à quantidade de valores obtidos para cada ensaio correspondente a cada caso de carga, são apenas apresentados os resultados para os casos de carga 1,3 e 4, casos que representam cada uma das atividades selecionadas.

Após a realização de todos os ensaios para o modelo nativo, seguiu-se assim a realização dos mesmo para o modelo experimental protésico.

A representação da artroplastia foi, aqui, o passo de maior importância, não só devido ao cuidado a ter com os extensómetros, mas também com a tentativa de a aproximar à realidade. O procedimento cirúrgico "in-vitro" teve em atenção todos os passos descritos anteriormente.

Uma vez realizada a artroplastia nestes modelos experimentais, Figura 5.7, os passos a seguir foram em tudo idênticos aos executados para o modelo nativo: Fixação, posicionamento na orientação correta e aplicação da força.

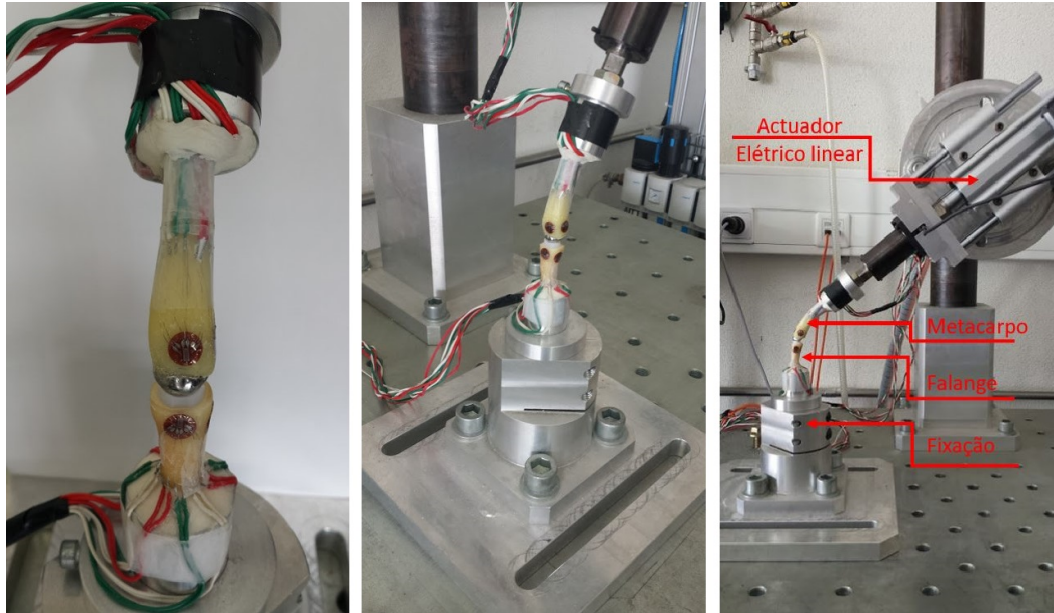


Figura 5.7: Modelo experimental protésico.

Realizados os ensaios experimentais, restou agrupar os valores correspondentes a cada extensômetro e, com a utilização da fórmula apresentada na Figura 5.5, obter as deformações principais. Estas deformações principais, por sua vez, são comparadas não só entre cada ensaio experimental, mas também entre as simulações numéricas realizadas no capítulo anterior.

5.3 Resultados

5.3.1 Comparação resultados experimentais nativo versus protésico

Nas tabelas 5.2 e 5.3, podem-se observar os valores correspondentes ao estado nativo e protésico para os três casos de carga selecionados: segurar uma caneta - caso de carga 1, segurar um peso - caso de carga 3 e tocar piano - caso de carga 4, todos com características próprias. Todos os valores de deformações foram analisados na superfície do osso cortical, sendo alvos de tratamento de forma a originar as deformações principais máximas, ε_1 , e mínimas, ε_2 .

Para cada caso de carga, são apresentadas duas colunas de valores, uma correspondente à média e outra ao desvio padrão associado ao valor experimental, existindo também um conjunto destes valores para cada extensômetro colocado no modelo experimental. Os extensômetros estão apresentados conforme a sua posição no modelo.

Analisando a Tabela 5.2, pode-se verificar um valor de desvio máximo de $176 \mu strain$ no extensômetro proximal-lateral e um valor mínimo de $2 \mu strain$ presente na zona distal-palmar e dorsal, constatando a boa aquisição de dados por estes extensômetros. No que toca aos valores das deformações, são encontrados valores máximos de $917 \mu strain$ para

as deformações principais máximas, para o caso de carga 3, e valores máximos de $-2\,359\,\mu\text{strain}$ para deformações principais mínimas, para este mesmo caso. O valor absoluto mais baixo encontrado, neste resultados, foi de $1\,\mu\text{strain}$ para a deformação principal máxima e de $7\,\mu\text{strain}$ para a deformação principal mínima, pertencendo estes resultados ao caso de carga número 1, segurar a caneta.

Tabela 5.2: Resultados obtidos para o modelo experimental nativo em μstrain .

Extensômetro	Posição	Caso 1		Caso 3		Caso 4	
		Segurar caneta		Segurar Peso		Tocar Piano	
		Média	Desvio Padrão	Média	Desvio Padrão	Média	Desvio Padrão
Falange-Palmar	ε_1	23	2	336	24	51	5
	ε_2	-15	4	-381	37	-26	2
Falange-Lateral	ε_1	1	4	107	5	15	3
	ε_2	-7	3	-16	2	7	2
Falange-Dorsal	ε_1	47	2	917	28	56	9
	ε_2	-58	6	-1668	8	-57	15
Metacárpico-Palmar	ε_1	35	2	678	63	58	10
	ε_2	-64	8	-2359	110	-142	24
Metacárpico-Lateral	ε_1	31	5	443	36	35	6
	ε_2	-69	6	-1508	176	-64	7
Metacárpico-Dorsal	ε_1	25	6	64	16	23	6
	ε_2	-15	6	-90	14	8	5

Semelhante ao apresentado para o estado nativo no modelo experimental, são, também, apresentados na Tabela 5.3, os valores obtidos para a situação protésica, correspondentes à situação protésico não-osteointegrado da articulação.

Nesta tabela, é possível observar um valor máximo de desvio de $98\,\mu\text{strain}$, correspondente ao extensômetro colocado na zona falange-dorsal, podendo corresponder à sensibilidade existente no extensômetro. A deformação principal máxima encontrada está presente, à semelhança do modelo nativo, no terceiro caso de carga, com um valor de $1406\,\mu\text{strain}$, sendo que a mínima é encontrada no caso de carga 1 com um valor de $0\,\mu\text{strain}$. Relativamente às deformações principais mínimas, são obtidos, em valor absoluto, um valor máximo de $1649\,\mu\text{strain}$, no caso de carga número 3, e um valor mínimo de $12\,\mu\text{strain}$, no caso de carga 1.

O caso número 4, tocar piano, apresenta uma gama de valores intermédia entre os dois casos acima referenciados.

Após a apresentação dos resultados para o modelo experimental nativo e protésico, é apresentada na Tabela 5.4 a diferença nominal entre os valores absolutos encontrados no modelo protésico e os valores absolutos do modelo nativo. Esta tabela pretende demonstrar a variação encontrada entre os dois tipos de estudos experimentais. Assim, é possível visualizar valores positivos e valores negativos que representam um aumento e diminuição, respetivamente, relativo ao modelo dito como inicial, o modelo experimental nativo.

Ao observar a Tabela 5.4, verifica-se de imediato a diferença entre os três casos de carga, isto é, no caso de carga 3 os valores são superiores aos restantes casos, sendo o caso de carga 1 o que apresenta menores valores. O maior valor encontrado foi -1875

Tabela 5.3: Resultados obtidos para o modelo experimental protésico em $\mu strain$.

		Caso 1		Caso 3		Caso 4	
Extensômetro		Segurar caneta		Segura Peso		Tocar Piano	
Posição		Média	Desvio Padrão	Média	Desvio Padrão	Média	Desvio Padrão
Falange-Palmar	ε_1	23	3	259	3	62	12
	ε_2	-23	5	-115	3	-29	17
Falange-Lateral	ε_1	0	2	27	5	1	4
	ε_2	-12	2	-114	5	-37	15
Falange-Dorsal	ε_1	19	3	1406	17	132	56
	ε_2	-69	8	-1649	7	-208	98
Metacárpico-Palmar	ε_1	25	4	398	6	20	4
	ε_2	-33	2	-484	7	-22	12
Metacárpico-Lateral	ε_1	14	2	279	7	18	1
	ε_2	-48	5	-659	5	-40	18
Metacárpico-Dorsal	ε_1	-2	1	91	8	5	4
	ε_2	-22	3	-432	10	-21	10

$\mu strain$, no extensômetro metacárpico-palmar, para a deformação principal mínima, representando, nesta zona, uma diminuição na deformação no modelo protésico, comparado com o nativo. Para as deformações principais máximas, o valor de maior amplitude foi 489 $\mu strain$, correspondendo a um aumento de deformação do modelo nativo para o protésico. Estes dois valores máximos pertencem ao caso número 3, segurar um peso, sendo o caso onde a diferença entre os dois estados do modelo é maior.

Tabela 5.4: Diferença nominal entre o modelo protésico e nativo em $\mu strain$.

		Caso 1	Caso 3	Caso 4
		Segurar caneta	Segurar Peso	Tocar Piano
Falange-Palmar	ε_1	0	-77	11
	ε_2	8	-267	4
Falange-Lateral	ε_1	-1	-80	-13
	ε_2	5	97	30
Falange-Dorsal	ε_1	-29	489	76
	ε_2	11	-20	151
Metacárpico-Palmar	ε_1	-10	-281	-38
	ε_2	-32	-1875	-121
Metacárpico-Lateral	ε_1	-17	-165	-17
	ε_2	-21	-849	-25
Metacárpico-Dorsal	ε_1	-24	27	-18
	ε_2	6	341	13

5.3.2 Comparação resultados experimentais versus numéricos

Após apresentar os resultados obtidos experimentalmente para as duas situações da articulação, nativo e protésico, restou compara-los com os valores numéricos apresentados

na secção 4.3. Para isso, de modo a apresentar todos os dados de uma forma sucinta, foram criadas duas subdivisões: uma comparação do modelo numérico e experimental para o modelo nativo e uma comparação dos valores numéricos e experimentais para o modelo protésico. Nestas subdivisões, não só são apresentados os valores experimentais e numéricos para cada caso, mas também o erro relativo em percentagem. Todos os valores de deformações principais, quer máximas quer mínimas, são apresentados em $\mu strain$, unidade adequada a este tipo de análises.

Modelo Nativo

Na Tabela 5.5, são apresentados os valores numéricos, experimentais e o erro relativo para cada caso de carga.

Em análise, verifica-se um erro relativo elevado para os valores correspondentes à zona falange-lateral com um valor máximo de 4027% para o caso de carga 1-segurar uma caneta. De seguida, o valor que se destaca é o valor da deformação na zona metacárpico-dorsal, apresentando um valor absoluto de 151% para o caso de carga 1 e um valor absoluto de 413% para o estudo número 4, não acontecendo o mesmo para o caso 3.

À exceção dos valores acima referidos, os erros relativos não se encontram muito elevados. No caso de segurar uma caneta, Tabela 5.5, todos os erros relativos das zonas não referenciados apresentam um valor inferior a 40%. Já no que diz respeito ao caso de segurar um peso, este valor diminui, ou seja, todas as zonas não referidas contêm um valor absoluto menor que 20%. Relativamente ao caso de carga número três, Tabela 5.5, podemos afirmar que os valores ainda não referidos apresentam-se numa escala cujo valor máximo é 20%, à exceção de um valor que ultrapassa este limite na zona falange-dorsal com 58%.

Tabela 5.5: Comparação dos valores experimentais e numéricos no modelo nativo em $\mu strain$

Caso de carga 1				
Extensômetro		Experimental	Numérico	Erro Relativo
Falange-Palmar	ε_1	23	23	0%
	ε_2	-15	-18	20%
Falange-Lateral	ε_1	1	28	4017%
	ε_2	-7	-8	7%
Falange-Dorsal	ε_1	47	47	-1%
	ε_2	-58	-59	1%
Metacárpico-Palmar	ε_1	35	49	39%
	ε_2	-64	-82	27%
Metacárpico-Lateral	ε_1	31	33	7%
	ε_2	-69	-69	0%
Metacárpico-Dorsal	ε_1	25	27	5%
	ε_2	-15	-39	151%

Caso de carga 3				
Extensômetro		Experimental	Numérico	Erro Relativo
Falange-Palmar	ε_1	336	375	11%
	ε_2	-381	-371	-3%
Falange-Lateral	ε_1	107	475	345%
	ε_2	-16	-67	312%
Falange-Dorsal	ε_1	917	940	3%
	ε_2	-1668	-1470	-12%
Metacárpico-Palmar	ε_1	678	672	-1%
	ε_2	-2359	-2360	0%
Metacárpico-Lateral	ε_1	443	448	1%
	ε_2	-1508	-1220	-19%
Metacárpico-Dorsal	ε_1	64	61	-6%
	ε_2	-90	-95	4%

Caso de carga 4				
Extensômetro		Experimental	Numérico	Erro Relativo
Falange-Palmar	ε_1	51	52	2%
	ε_2	-26	-30	17%
Falange-Lateral	ε_1	15	26	74%
	ε_2	7	-8	-217%
Falange-Dorsal	ε_1	56	88	58%
	ε_2	-57	-60	5%
Metacárpico-Palmar	ε_1	58	59	2%
	ε_2	-142	-142	0%
Metacárpico-Lateral	ε_1	35	35	-1%
	ε_2	-64	-60	-7%
Metacárpico-Dorsal	ε_1	23	58	152%
	ε_2	8	-25	-413%

Uma vez que existe uma quantidade muito elevada de valores para analisar e comparar, é realizada uma correlação entre os valores experimentais e numéricos para o estudo do modelo nativo na Figura 5.8. Esta correlação é realizada através de uma regressão linear, onde o coeficiente de correlação encontrado, R^2 , tem o valor de 0,9806, o declive um valor de 0,9503 e a ordenada na origem um valor de 19,874.

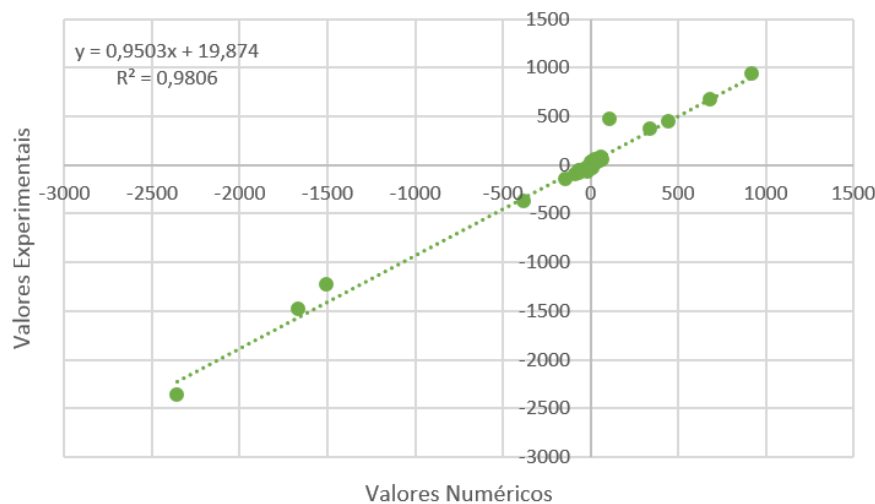


Figura 5.8: Correlação entre os valores experimentais e numéricos para o estado nativo.

O valor para esta correlação de 0,98 é considerado, uma vez que se encontra perto do valor ideal de 1, um valor excelente. Isto, mostra não só a proximidade dos valores obtidos entre o modelo numérico e experimental, mas também a qualidade destes.

Modelo Protésico

À semelhança do que foi analisado para o modelo nativo, o modelo protésico apresenta também resultados numéricos e experimentais para os três casos de carga, segurar uma caneta, segurar um peso e tocar piano. Estes resultados são apresentados na Tabela 5.6, contendo as deformações máximas e mínimas para cada zona e o correspondente erro relativo associado a cada par de valores, experimental e numérico.

Os valores mais elevados encontrados para o erro relativo encontram-se, segundo as tabelas referidas, na zona falange-lateral, apresentando valores absolutos de 5201%, 213% e 2030% para os três casos, respetivamente. Neste tipo de modelo, modelo protésico, são encontrados valores mais elevados de erro relativo.

No caso de carga 1, encontram-se valores na ordem dos 100%-200% para as deformações principais máximas. No entanto, para as deformações principais mínimas os valores encontram-se inferiores a 12%. No que diz respeito ao caso de carga 3, das zonas ainda não referenciadas, a zona que apresenta maior valor é a zona falange-palmar com um valor de 20%, pelo que as restantes permanecem inferiores a 5%. O caso de carga número 4 apresenta uma maior variabilidade de valores, principalmente no que diz respeito às deformações principais máximas nas zonas metacárpico-palmar e metacárpico-dorsal com 89% e 300%, respetivamente. As deformações mínimas, para este último caso, encontram-se, à exceção da zona falange-palmar, inferiores a 12%, em valores absolutos.

Tabela 5.6: Comparação dos valores experimentais e numéricos no modelo protésico em $\mu strain$.

Caso de carga 1				
Extensômetro		Experimental	Numérico	Erro Relativo
Falange-Palmar	ε_1	23	48	115%
	ε_2	-23	-25	9%
Falange-Lateral	ε_1	0	28	-5201%
	ε_2	-12	-12	2%
Falange-Dorsal	ε_1	19	70	276%
	ε_2	-69	-73	5%
Metacárpico-Palmar	ε_1	25	26	5%
	ε_2	-33	-48	103%
Metacárpico-Lateral	ε_1	14	16	13%
	ε_2	-48	-49	1%
Metacárpico-Dorsal	ε_1	-2	-4	109%
	ε_2	-22	-24	11%

Caso de carga 3				
Extensômetro		Experimental	Numérico	Erro Relativo
Falange-Palmar	ε_1	259	187	-28%
	ε_2	-115	-221	93%
Falange-Lateral	ε_1	27	84	213%
	ε_2	-114	-121	6%
Falange-Dorsal	ε_1	1406	1430	2%
	ε_2	-1649	-1670	1%
Metacárpico-Palmar	ε_1	398	394	-1%
	ε_2	-484	-485	0%
Metacárpico-Lateral	ε_1	279	289	4%
	ε_2	-659	-684	4%
Metacárpico-Dorsal	ε_1	91	95	4%
	ε_2	-432	-432	0%

Caso de carga 4				
Extensômetro		Experimental	Numérico	Erro Relativo
Falange-Palmar	ε_1	62	65	6%
	ε_2	-29	-29	-1%
Falange-Lateral	ε_1	1	31	2030%
	ε_2	-37	-41	11%
Falange-Dorsal	ε_1	132	131	-1%
	ε_2	-208	-206	-1%
Metacárpico-Palmar	ε_1	20	38	89%
	ε_2	-22	-57	164%
Metacárpico-Lateral	ε_1	18	19	3%
	ε_2	-40	-40	0%
Metacárpico-Dorsal	ε_1	5	20	300%
	ε_2	-21	-21	0%

Para o modelo experimental e numérico protésico foi, também, realizada uma regressão linear que permitiu calcular o valor de correlação R^2 . Esta regressão linear foi construída com todos os valores dos três casos do modelo protésico. Esta correlação encontra-se apresentada na Figura 5.9, onde, próximo da equação da reta, é encontrado o coeficiente de correlação $R^2 = 0,9955$, um valor de declive de 1,0146 e um valor de ordenada na origem de -0,3392.

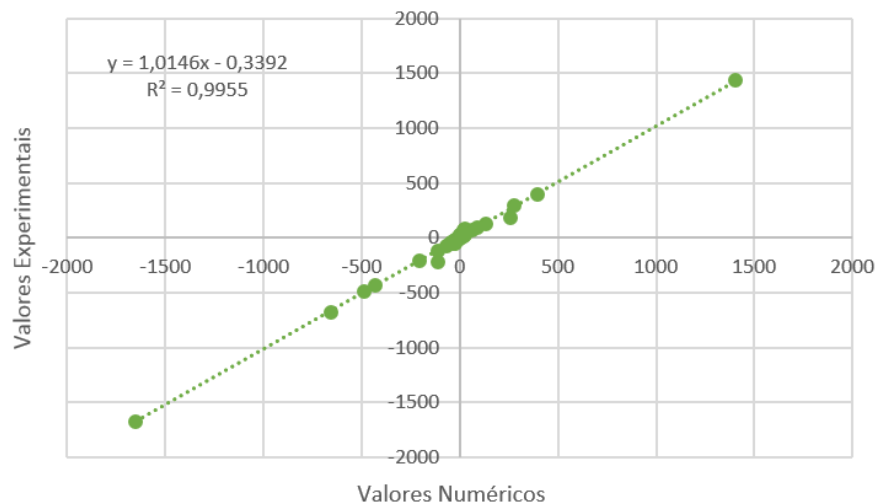


Figura 5.9: Correlação entre os valores experimentais e numéricos para o estado protésico.

O valor obtido de 0,99 encontra-se próximo do valor teoricamente ideal - 1, mostrando a relação de proximidade entre os valores obtidos no modelo numérico e os valores retirados dos extensómetros para o modelo protésico.

5.4 Discussão

Nesta secção, são apresentados os modelos experimentais seguidos de uma comparação destes com os modelos numéricos do capítulo anterior. A realização desta comparação deve-se à necessidade de validar o modelo numérico com o modelo experimental, de modo a ter resultados fidedignos e que possam vir a ser úteis mais tarde. Assim, foi realizado experimentalmente um estudo para o modelo nativo e para o modelo não-osteointegrado utilizando para isso todo o procedimento prático desde a maquinação dos modelos à utilização do aparelho de ensaio do departamento.

Os resultados experimentais entre o modelo nativo e o modelo não-osteointegrado, apresentados na Tabela 5.4, mostram que existem mudanças no que toca ao valor das deformações principais máximas e mínimas. Para os casos 1 e 4 são apresentadas variações máximas na ordem dos 30 $\mu strain$ e 100 $\mu strain$, respetivamente. No entanto, relativamente ao caso número 3, as variações máximas andam à volta dos 1000 $\mu strain$. Neste caso, devido a este valor, que corresponde a uma diminuição de deformação, existe a probabilidade de ocorrer *stress-shielding*, efeito já mencionado no capítulo anterior. É também importante referir que estes valores correspondem apenas às posições onde os extensómetros foram colocados e não a zonas em contacto com o implante, como é o caso dos modelos numéricos do capítulo anterior.

No que diz respeito à comparação entre os valores numéricos e experimentais, pode-se afirmar que, apesar de existirem erros pontuais elevados, a maioria apresenta valores aceitáveis inferiores a 50%, demonstrando o bom trabalho realizado na obtenção destes modelos. Estes erros pontuais podem ter tido origem nos extensómetros utilizados, pois é verificada uma tendência ascendente dos valores das deformações nas zonas metacarpo-lateral e falange-dorsal. Este facto deve-se à sensibilidade de cada extensómetro, podendo ser uma das razões para estes valores elevados. Para uma melhor visualização destes valores, é também possível observar os gráficos de correlação onde se obtiveram valores de 0,98 e 0,99, valores semelhantes encontrados para estudos na mesma área que apresentam valores na ordem dos 0,94 [36] .

Assim, pode-se concluir que o modelo numérico foi validado através do modelo experimental com sucesso, obtendo-se valores na mesma ordem de grandeza e com um elevado nível de aproximação. Possíveis discrepâncias podem estar associadas a vários aspetos como os materiais utilizados, a temperatura a qual foram realizados os ensaios ou ao equipamento utilizado e sua calibração.

Capítulo 6

Conclusões e trabalhos futuros

6.1 Conclusões

A mão é um elemento do membro superior muito requisitada por todos, sendo necessária para praticamente todas as atividades, tanto diárias como ocasionais, desde lavar a loiça, escrever, jogar xadrez, entre outras. Assim, e porque a articulação metacarpo-falângica é uma das articulações da mão mais solicitada, surgiu a necessidade um estudo da sua biomecânica. Neste estudo, estão presentes todos os resultados necessário para uma melhor compreensão desta articulação e das estruturas ósseas a esta associadas.

Com o título "Biomecânica da articulação metacarpo-falângica nativa vs artroplástica", foi feita uma análise aprofundada da articulação referida num estado nativo, comparativamente a um estado protésico, ou seja, onde foi realizada uma artroplastia. Esta análise dividiu-se em duas etapas principais, uma etapa computacional, a qual envolveu a modelação de modelos e consequentes simulações, e outra com uma vertente prática, onde foi construído um modelo físico para a realização de ensaios experimentais.

Osso esponjoso, osso cortical, tensão no implante e micromovimentos foram os principais elementos analisados nesta dissertação. De todos, o osso esponjoso é o mais vulnerável e o necessita de uma análise mais profunda, uma vez que é esta camada óssea que se encontra em contacto com o implante numa fase já pós-artroplastia. Tanto numericamente como experimentalmente, surgem alterações na transferência de carga do modelo nativo para o modelo não osteointegrado. Esta alteração é, por vezes, perigosa, podendo levar a sobrecarga localizada e consequente fratura do osso. Por este motivo, atividades como as referidas no caso de estudo três e quatro, segurar um peso e tocar piano, não são atividades para um paciente que acabou de realizar uma artroplastia. Na realidade, num momento pós-cirúrgico, o paciente deve imobilizar a mão, pois qualquer esforço involuntário contribui para o insucesso da artroplastia realizada e, por isso, uma má recuperação.

Já no modelo osteointegrado, surge o oposto, ou seja, existe uma diminuição da transferência de carga em certas zonas na interface osso-implante. Esta diminuição de deformações é verificada, de forma mais clara, nos modelos numéricos, conduzindo a um problema designado como *stress-shielding*, onde é verificada uma redução de densidade óssea. Este problema surge no osso esponjoso, podendo colocar em causa o suporte do implante devido à falta de densidade óssea. Estes são os principais problemas associados à artroplastia, problemas estes que necessitam de ser estudados de modo a evitar a sua ocorrência.

As tensões no implante e os micromovimentos permitem também adicionar dados e valor ao estudo, provando não só os locais onde existe maior tensão no implante, neste caso na haste, mas também a ter uma noção das atividades que podem ou não contribuir para uma boa osteointegração do osso ao implante.

6.2 Trabalhos futuros

A continuação deste tipo de estudos é muito importante para perceber melhor o que fazer e como contornar este tipo de problemas. Novas geometrias e novos materiais são alguns dos parâmetros a rever para possíveis soluções. A necessidade de uma artroplastia é cada vez mais frequente e, estes estudos, são necessários não só para ajudar a equipa médica, mas também a contribuir para um paciente mais satisfeito. Assim, como trabalhos propostos, surgem as seguintes ideias:

- Aumentar a complexidade do modelo numérico com a integração dos elementos passivos(ligamentos) e elementos ativos(forças musculares);
- Comparação com outros implantes comerciais;
- Evolução geométrica e material do implante por forma a reduzir os aspetos negativos identificados na dissertação;
- Utilização de osso cadáver nos ensaios experimentais por forma a aproximar os ensaios experimentais à realidade.

Todos estes temas visam dar a conhecer melhor a articulação e, num ponto de vista mais abrangente, a mão.

Referências

- [1] Cooney WP, Chao EY. Biomechanical analysis of static forces in the thumb during hand function. *The Journal of bone and joint surgery American volume*. 1977;59(1):27–36. Available from: <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/833171>.
- [2] Butz KD, Merrell G, Nauman E. A biomechanical analysis of finger joint forces and stresses developed during common daily activities. *Computer methods in biomechanics and biomedical engineering*. 2012;15(2):131–40. Available from: <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/21711164>.
- [3] Weightman B, Amis AA. Finger joint force predictions related to design of joint replacements. *Journal of Biomedical Engineering*. 1982;4(3):197–205.
- [4] An KN, Chao EY, Cooney WP, Linscheid RL. Forces in the normal and abnormal hand. *Journal of Orthopaedic Research*. 1985;3(2):202–211.
- [5] Adkinson JM, Chung KC. Advances in Small Joint Arthroplasty of the Hand. *Plastic and Reconstructive Surgery*. 2014;134(6):1260–1268. Available from: <http://content.wkhealth.com/linkback/openurl?sid=WKPTLP:landingpage{&}an=00006534-201412000-00025>.
- [6] Completo A, Nascimento A, Neto F. Total arthroplasty of basal thumb joint with Elektra prothesis: an in vitro analysis. *Journal of Hand Surgery (European Volume)*. 2016 nov;41(9):930–938. Available from: <http://journals.sagepub.com/doi/10.1177/1753193416659230>.
- [7] Crockett R, Roba M, Naka M, Gasser B, Delfosse D, Frauchiger V, et al. Friction, lubrication, and polymer transfer between UHMWPE and CoCrMo hip-implant materials: A fluorescence microscopy study. *Journal of Biomedical Materials Research - Part A*. 2009;89(4):1011–1018.
- [8] Completo A, Duarte R, Fonseca F, Simões JA, Ramos A, Relvas C. Biomechanical evaluation of different reconstructive techniques of proximal tibia in revision total knee arthroplasty: An in-vitro and finite element analysis. *Clinical Biomechanics*. 2013;28(3):291–298. Available from: <http://linkinghub.elsevier.com/retrieve/pii/S0268003312002902>.
- [9] ASTM International. ASTM F1839-08 Standard Specification for Rigid Polyurethane Foam for Use as a Standard Material for Testing Orthopaedic Devices and Instruments. West Conshohocken: ASTM; 2012.

- [10] Drake RLRL, Vogl W, Mitchell AWM, Gray H. Gray's anatomy for students. 3rd ed. Filadélfia: Elsevier/Churchill LivingStone; 2015.
- [11] Aula de Anatomia. Ossos da Mão. Porto Alegre: Aula de Anatomia; 2001. Available from: <http://www.auladeanatomia.com/novosite/sistemas/sistema-esqueletico/membro-superior/ossos-da-mao>.
- [12] Esperança Pina JA. Anatomia Humana da Locomoção. 5th ed. Lisboa: Lidel; 2014. Available from: <https://www.lidel.pt/pt/catalogo/ciencias-fundamentais/anatomia/anatomia-humana-da-locomocao/>.
- [13] Moore KL, Dalley AF. Anatomia orientada para a clínica. 4th ed. Guanabara Koogan; 2001.
- [14] Healthappointments. CHAPTER 16: The Musculoskeletal System. Providence: Healthappointments; 2017. Available from: <https://healthappointments.com/chapter-16-the-musculoskeletal-system-essays/6/>.
- [15] info L. Condylod Joint; 2017. <http://louisian.info/condylod-joint/>.
- [16] Centralx Atlas - Atlas do corpo humano. Articulação Metacarpofalângica. Plataforma HiDoctor; 2011. Available from: <http://www.atlasdocorpohumano.com/p/sistema-articular/108912/articulacao-metacarpofalangica>.
- [17] Palastanga N, Field D, Soames R, de Oliveira NG. Anatomia e movimento humano: estrutura e função. 3rd ed. São Paulo: Manole; 2000. Available from: <https://books.google.pt/books?id=SUEWAAAAAAAJ>.
- [18] Lippert L. Clinical kinesiology and anatomy. 4th ed. Filadélfia: F.A. Davis; 2006.
- [19] Abdul Kadir MR, Kamsah N, Aminullah MA. Finite element study of metacarpophalangeal joint silicone implants. IFMBE Proceedings. 2008;21 IFMBE(1):420–423.
- [20] American Society for Surgery of the Hand. Rheumatoid Arthritis. Chicago: ASSH; 2011. Available from: <http://www.assh.org/handcare/hand-arm-conditions/osteoarthritis>.
- [21] American Society for Surgery of the Hand. Gout and Pseudogout. Chicago: ASSH; 2017. Available from: <http://www.assh.org/handcare/hand-arm-conditions/Gout-and-Pseudogout>.
- [22] American Society for Surgery of the Hand. Psoriatic Arthritis. Chicago; 2017. Available from: <http://www.assh.org/handcare/hand-arm-conditions/psoriatic-arthritis>.
- [23] Miranda DLC. O que é a artrite reumatóide? Lisboa: Instituto Português de Reumatologia; 2013. Available from: <http://www.ipr.pt/index.aspx?p=MenuPage{&}MenuId=154>.
- [24] Linscheid RL. Implant arthroplasty of the hand: Retrospective and prospective considerations. Journal of Hand Surgery. 2000;25(5):796–816.

- [25] Stryker. SR MCP System Metacarpophalangeal Arthroplasty. Kalamazoo: Stryker; 2015. Available from: <https://www.strykermeded.com/media/2187/sr-mcp-surgical-technique.pdf>.
- [26] Report C, Schmidt I. A 10-Year Follow-Up of Uncemented Constrained Metacarpophalangeal Joint Arthroplasties Using the RM Prosthesis in a Patient with Rheumatoid Arthritis. *Journal of Rheumatology and Arthritic Diseases*. 2017;2(1):1–5. Available from: <https://sybiosisonlinepublishing.com/rheumatology-arthritic-diseases/rheumatology-arthritic-diseases15.pdf>.
- [27] Schmidt I. The idiopathic avascular osteonecrosis of the 3rd metacarpal head (M. Mauclore/Dieterich's disease). *Edorium Journals*. 2017;8(2):1–4.
- [28] Completo A, Fonseca F. Fundamentos de Biomecânica Músculo-Esquelética e Ortopédica. 1st ed. Porto: Publindústrias Edições Técnicas; 2011.
- [29] LeBaron RG, Athanasiou KA. Ex vivo synthesis of articular cartilage. *Biomaterials*. 2000;21(24):2575–87. Available from: <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/11071607>.
- [30] American Society for Surgery of the Hand. Osteoarthritis. Chicago: ASSH; 2017. Available from: <http://www.assh.org/handcare/hand-arm-conditions/osteoarthritis>.
- [31] Barcelos DF. O que é a artrite psoriática? Lisboa: Instituto Português de Reumatologia; 2013. Available from: <http://www.ipr.pt/index.aspx?p=MenuPage{&}MenuId=169>.
- [32] Narciso L. Manual Informativo para o doente com Artrite Psoriática. Lisboa: Sociedade Portuguesa de Reumatologia; 2013. Available from: <http://www.spreumatologia.pt/upload/Manual{ }DT{ }PsA{ }01.pdf>.
- [33] Small Bone Innovations. Finger Prosthesis Patient Brochure. Morrisville: Small Bone Inovations, Inc; 2010. Available from: <http://www.totalsmallbone.com/us/pdfs/SR{ }MCP{ }patient{ }trifold{ }051410.pdf>.
- [34] Corporation RD. PICZA 3D Laser scanner - LPX-250 User's manual. Shizuoka; Available from: <http://support.rolanddga.com/docs/documents/departments/technicalservices/manualsandguides/use{ }en{ }lpx-250{ }r3.pdf>.
- [35] Sauer WL, Weaver KD, Beals NB. Fatigue performance of ultra-high-molecular-weight polyethylene: effect of gamma radiation sterilization. *Biomaterials*. 1996;17(20):1929–35. Available from: <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/8894083>.
- [36] Completo A, Pereira J, Nascimento A, Almeida F. Strain shielding in distal radius after wrist arthroplasty with a current generation implant: An in vitro analysis. *Journal of Biomechanics*. 2017;52:169–175. Available from: <http://dx.doi.org/10.1016/j.jbiomech.2016.12.011>.